

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003 年 3 月 6 日 (06.03.2003)

PCT

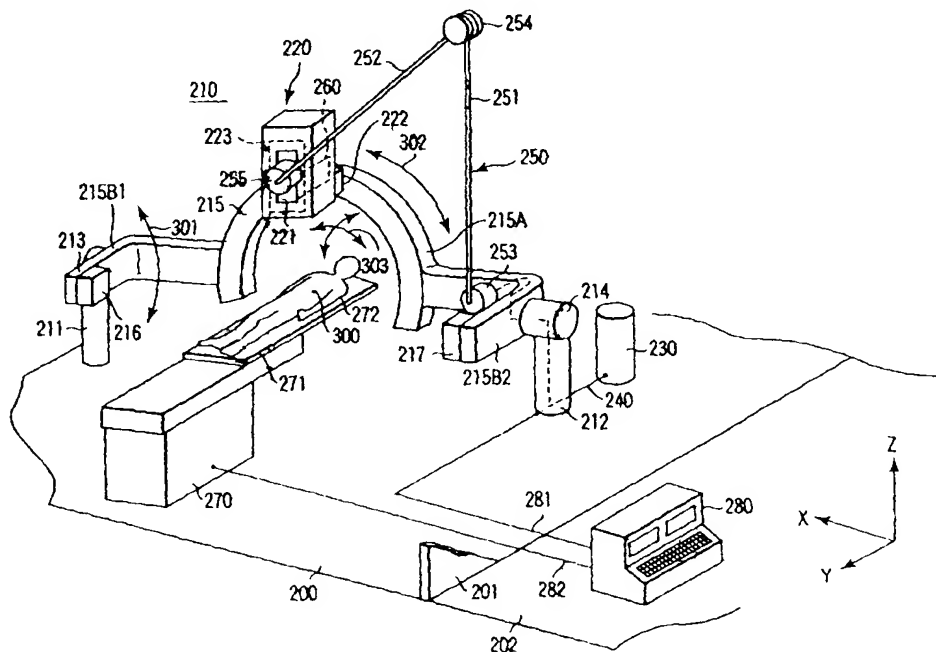
(10) 国際公開番号
WO 03/018131 A1

- (51) 国際特許分類: A61N 5/02 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP02/08505 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山下一郎
(22) 国際出願日: 2002 年 8 月 23 日 (23.08.2002) (YAMASHITA, Ichiro) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県 広島市西区 観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社 広島研究所内 Hiroshima (JP). 神納 祐一郎
(25) 国際出願の言語: 日本語 (KAMINO, Yuichiro) [JP/JP]; 〒455-8515 愛知県 名古屋市港区 大江町 1 0 番地 三菱重工業株式会社 名古屋航空宇宙システム製作所内 Aichi (JP). 若元 郁夫 (WAKAMOTO, Ikuo) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県 広島市西区 観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社 広島研究所内 Hiroshima (JP). 三原 一正 (MIHARA, Kazumasa) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県 広島市西区 観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社 広島製作所内 Hiroshima (JP).
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願2001-254891 2001 年 8 月 24 日 (24.08.2001) JP
特願2001-254892 2001 年 8 月 24 日 (24.08.2001) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 三菱重工業株式会社 (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒100-8315 東京都千代田区丸の内二丁目 5 番 1 号 Tokyo (JP).
(74) 代理人: 鈴江 武彦, 外 (SUZUYE, Takehiko et al.); 〒100-0013 東京都千代田区麹町 3 丁目 7 番 2 号 鈴榮特許綜合法律事務所内 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: RADIOLOGICAL TREATMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 放射線治療装置



(57) Abstract: A radiological treatment apparatus, comprising a radiation head (220) having a linear accelerator and a head waveguide part having one end part electromagnetically connected to the linear accelerator, a supported moving mechanism (210) movably supporting the radiation head on a predetermined first spherical coordinate, a microwave oscillator

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): CA, JP, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (BE, DE, DK, FR, GB, IT, SE).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

- 国際調査報告書

(230) generating microwave supplied to the radiation head and disposed at a stationary position, a fixed waveguide part (240) having one end part electromagnetically connected to the microwave oscillator and the other end part positioned on the supportedly moving mechanism, and a movable waveguide (250) electromagnetically connected to the other end part of the fixed waveguide part having one end part positioned on the supportedly moving mechanism.

(57) 要約:

線形加速器及びこの線形加速器に一端部が電磁氣的に接続されるヘッド内導波管部を有する照射ヘッド（220）と、この照射ヘッドを予め定めた第1球面座標上で支持し且つ移動させる支持移動機構（210）と、前記照射ヘッドに供給すべきマイクロ波を発生する、静止位置に配置されるマイクロ波発振器（230）と、一端部が前記マイクロ波発振器に電磁氣的に接続され、他端部が前記支持移動機構上に位置する固定導波管部（240）と、一端部が前記支持移動機構上に位置する前記固定導波管部の他端部に電磁氣的に接続される移動導波管部（250）とを具備する放射線治療装置。

明 細 書

放射線治療装置

技術分野

本発明は、腫瘍部を定位多軌道照射法により放射線治療する等に好適な放射線治療装置に関する。

背景技術

放射線治療法の一つに、患部に対し多方向から放射線を集中照射して治療効果を上げると共に患部の周囲組織は被曝量が最小限に抑制され得る定位多軌道照射法がある。

この定位多軌道照射法は、原発性良性脳腫瘍部、大きさが3 cm以下の単発の転移性脳腫瘍部、手術が難しい頭蓋底転移のような脳内の小病変部、動脈奇形部又は静脈奇形部等の如き患部の治療に有効とされている。

かかる定位多軌道照射法が実施可能な放射線治療装置として、従来、位置決め手段を用いて照射ヘッドを患部に対して位置合せした後に放射線を照射するものが知られているが、医者又は補助者が照射野を直接見て病巣の位置を確認した上で放射線を照射するものではないので、放射線の高精度照射は望めない。

これに対し、特表平6-502330号公報及び特表平8-504347号公報には、X線CT装置の回転ドラム内にリニアアクセラレータを組み込むことで、放射線治療装置をX線CT装置と組み合わせた構成が開示されている。この構成では照射野の画像を確認しながら放射線の照射を行うことが可能である。

2

しかし、これらの装置は、リニアアクセラレータをX線CT装置の回転ドラム内に組み込んだ構造であることから、1回転軸周りの照射に止まると共にアイソセントリック照射のみに限られている。

発明の開示

本発明の目的は、優れた治療性能を有する放射線治療装置を提供することにある。

上記目的を達成するために本発明は、線形加速器及びこの線形加速器に一端部が電磁氣的に接続されるヘッド内導波管部を有する照射ヘッドと、

この照射ヘッドを予め定めた第1球面座標上で支持し且つ移動させる支持移動機構と、

前記照射ヘッドに供給すべきマイクロ波電力を発生する、静止部に配置されるマイクロ波発振器と、

一端部が前記マイクロ波発振器に電磁氣的に接続され、他端部が前記支持移動機構上に位置する固定導波管部と、

一端部が前記支持移動機構上に位置する前記固定導波管部の他端部に電磁氣的に接続され、他端部が前記ヘッド内導波管部の他端部に電磁氣的に接続される移動導波管部と

を具備する放射線治療装置、である。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1実施形態に係る放射線治療装置を寝台軸に直交する方向から見た構成図。

図2は、同実施形態の放射線治療装置を寝台軸方向から見た構成図。

図 3 は、同実施形態の放射線治療装置による放射線治療を説明する斜視図。

図 4 は、同実施形態の放射線治療装置における照射ヘッドの部分断面図。

図 5 は、同実施形態の放射線治療装置における導波管系及びロータリ R F カプラを示す斜視図。

図 6 は、同実施形態の放射線治療装置におけるロータリ R F カプラ及び導波管を示す斜視図。

図 7 は同実施形態の放射線治療装置におけるロータリ R F カプラを説明する図。

図 8 は、同実施形態に係る放射線治療装置のブロック図。

図 9 は同実施形態における放射線治療の操作手順を、モニタ画面の変化で示す図。

図 10 は、本発明の第 2 実施形態に係る放射線治療装置を寝台軸に直交する方向から見た構成図。

図 11 は、同実施形態の放射線治療装置を寝台軸方向から見た構成図。

図 12 は、同実施形態の放射線治療装置による放射線治療を説明する斜視図。

図 13 A、図 13 B 及び図 13 C は夫々本発明の第 2 実施形態に係る放射線治療装置における照射ヘッドを示し、図 13 B は図 13 A における X III B - X III B に沿う断面図、図 13 C は図 13 A における X III C - X III C に沿う断面図。

図 14 は、同実施形態の放射線治療装置における照射ヘッドに備わる超小型 C - B a n d 加速器を示す構成図。

図 1 5 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッド及び患者を示す斜視図。

図 1 6 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作の一例を説明するものであって、図 1 5 における X VI - X VI に沿う部分断面図。

図 1 7 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作の他例を説明するものであって、図 1 5 における X VII - X VII に沿う部分断面図。

図 1 8 は、本発明の第 2 実施形態に係る放射線治療装置のブロック図。

図 1 9 は、本発明の第 2 実施形態に係る放射線治療装置の照射ヘッドを示す斜視図。

図 2 0 A ~ D は同実施形態における首振り機構を示し、図 2 0 A は導波管と首振り機構及び駆動モータを示す斜視図、図 2 0 B は図 2 0 A における X X B - X X B に沿う断面図、図 2 0 C は図 2 0 A における X X C - X X C に沿う断面図、図 2 0 D は図 2 0 A における X X D - X X D に沿う断面図。

図 2 1 は、同実施形態の放射線治療装置における導波管系及びロータリ R F カプラを示す斜視図。

図 2 2 は、同実施形態の放射線治療装置におけるロータリ R F カプラ及び導波管を示す斜視図。

図 2 3 A, 図 2 3 B は夫々同実施形態の放射線治療装置に

におけるロータリ R F カプラを説明する図。

図 2 4 は同実施形態における動作を示すタイミングチャート。

図 2 5 は同実施形態における放射線治療の操作手順を、モニタ画面の変化で示す図。

図 2 6 は、本発明の第 3 実施形態に係る放射線治療装置を、寝台軸の方向から見た構成図。

図 2 7 は、同実施形態に係る放射線治療装置を、寝台軸の方向から見た構成図。

図 2 8 は、本発明の第 4 実施形態に係る放射線治療装置を、寝台軸の方向から見た構成図。

図 2 9 は、本発明の第 5 実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図。

図 3 0 は、同実施形態におけるロータリ R F プラの断面図。

図 3 1 は、同実施形態におけるロータリ R F カプラ及び導波管を組み合わせた伝送系を示す図。

図 3 2 は、同実施形態における照射ヘッドに係る球面座標系と移動導波管部に係る球面座標系との関係を示す図。

図 3 3 は、同実施形態における E ベンド形導波管を示す図。

図 3 4 は、同実施形態における H ベンド形導波管を示す図。

図 3 5 A 及び図 3 5 B は、同実施形態における照射ヘッドを示し、図 3 5 A は正面図、図 3 5 B は側面図。

図 3 6 は、同実施形態におけるフレキシブル導波管を示す図。

図 3 7 は、同実施形態におけるフランジを示す図。

図 3 8 は、本発明の第 6 実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図。

図 3 9 は、同実施形態に係る放射線治療装置の移動導波管部の動作を示す図。

発明を実施するための最良の態様

(第 1 実施形態)

図 1 ～図 3 に示すように、本実施形態に係る放射線治療装置 6-1 は、患者 4 を載置する天板 8 を有する寝台 7 と、患者 4 に設定され得る照射野 5 に治療用放射線を照射する照射ヘッド 10 と、患部である照射野 5 の断層画像を取得する X 線 CT 装置 30 とを備える。

図 1 において、天板 8 は、寝台 7 に内蔵された図示しない X-Y 駆動機構により寝台長手方向 (X 軸方向) と、寝台幅方向 (Y 軸方向) と、寝台上下方向 (Z 軸方向) との 3 軸方向に移動可能である。また、天板 8 は図示しない TV カメラの撮影画像に基づいて患者 4 の照射野 5 がアイソセンタ 5a に位置するように、図示しないコンピュータシステムにより位置制御されるようになっている。さらに、天板 8 は、画像取得装置である X 線 CT 装置 30 又は PET (P o s i t r o n E m i s s i o n T o m o g r a p h y) 装置等に適合した材質及び形状が選定されている。符号 3b は、X 線 CT 装置 30 による画像取得用 X 線 (画像取得用放射線) である。符号 20 は、X 線 CT 装置 30 を図示 K1 方向に傾斜させる傾斜機構である。

ここに、患者 4 は、天板 8 の寝台長手方向に体軸が沿うよ

うに天板 8 上に載置される。また、X 軸及び Y 軸方向は水平方向であり、Z 軸方向は垂直方向である。

照射ヘッド 10 は、周回移動機構 68 及び首振り機構 69 を介して略半円弧状アーチ型ガイドレール 9 に可動に支持され、治療用放射線 3a を照射する。この周回移動機構 68 及び首振り機構 69 により、照射ヘッド 10 は、アイソセンタ 5a を中心とする 1/2 球の範囲内で任意の照射位置に位置決めされる。

周回移動機構 68 は、図 2 に示すように、照射ヘッド 10 をガイドレール 9 に沿って周回移動 (H1) させるものであり、ラック・アンド・ピニオン方式やベルト方式を採用することができる。また、照射ヘッド 10 には、導波管系 11, 15 の第 4 の関節部 16 が連結されている。尚、照射ヘッド 10 は、詳細は後述する図 4 に示すように、照射ヘッド 10 は、導波管系 11 を構成する導波管路 50, 51, 52 を介してクライストロンの如きマイクロ波発振器 70 に電磁氣的に接続されている。首振り機構 69 は、図 2 に示すように照射ヘッド 10 をガイドレール 9 上にて第 4 関節部 16 まわりに首振り (H2) させる。なお、照射ヘッド 10 は、全長が 800 ~ 1000 mm、外寸が 300 ~ 500 mm である。

ガイドレール 9 は、図 2 及び図 3 に示すように天板 8 より上半分の円弧状をなす半円リングからなり、天板 8 を幅方向に跨ぐように設けられている。このガイドレール 9 は、傾動機構及び一対のシリンダ機構 28 により可動に支持されている。傾動機構は、ガイドレール 9 を図 2 の傾動軸 26 まわり

に $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ の範囲内で図 1 に示すように傾動する (G 1)。ガイドレール 9 は、例えばステンレス鋼のように剛性の大きい材料でつくられ、幅が $200 \sim 400 \text{ mm}$ 、厚みが $20 \sim 50 \text{ mm}$ 、アイソセンタ 5 a からの半径が $800 \sim 1000 \text{ mm}$ である。

一対のシリンダ機構 28 は、図 2 に示すようにガイドレール 9 の左右両下端部をそれぞれ支持し、ガイドレール 9 を Z 軸方向に昇降 (G 2) させる。なお、両シリンダ機構 28 は動作が同期するように位置制御手段であるコンピュータ 62 により制御されている。

上述したように、本実施形態では、ガイドレール 9 の傾動 (G 1) と、照射ヘッド 10 の周回移動 (H 1) とにより、照射ヘッド 10 は、アイソセンタ 5 a を中心とする $1/2$ 球上でアイソセントリックな動きが可能になる。また、ガイドレール 9 の昇降 (G 2) と照射ヘッド 10 の首振り (H 2) とにより、照射ヘッド 10 は、アイソセンタ 5 a を中心とする $1/2$ 球から外れた位置でノンアイソセントリックな動きが可能となる。

X 線 CT 装置 30 は、ドーナツ状真空槽を備え、当該真空槽内に、同心円上配置した多数の X 線発生ユニットを内蔵している。ここに、真空槽は中央開口を有し、該開口は診断用スペースに用いられる。すなわち、診断用スペースに患者 4 が天板 8 と共に出し入れされる。

本実施形態の X 線 CT 装置 30 は非磁気型画像取得装置である。本実施形態の X 線 CT 装置 30 は、X 線源及び検出器

が静止している所謂第5世代の装置であり、詳細は後述する。なお、本実施形態のX線CT装置30に代えて、X線源及び検出器が回転する第3世代のX線CT装置、X線源が回転し検出器が静止している第4世代のX線CT装置等も使用することができる。

本実施形態のX線CT装置30は、図1に示す画像取得装置傾射機構20により例えばZ軸に対して $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の傾斜した姿勢で支持され得る。傾斜機構20を駆動させると、X線CT装置30は傾動(K1)し、画像取得用X線3bの照射角が変えられるようになっている。なお、X線CT装置30とガイドレール9は機械的に密に結合されており、共通の座標基準を有するが、X線CT装置30は、ガイドレール9及び照射ヘッド10が干渉しないように制御される。画像取得装置としてX線CT装置30に代えてX線透視装置を用いる場合は、分解能やコントラストがX線CT装置30より劣るので、例えば小型金プレートを照射野の付近に埋め込んで、該プレートを透視画像に写し込む。これにより、プレートの画像をマーカとし、該マーカを基準に照射野を標識することにより、位置決めの精度を確保することができる。

なお、画像取得装置としては、上述したX線CT装置やX線透視装置の他に、PETを採用することができる。さらに、磁気型画像取得装置としてMRI装置も採用することができる。

図1に示すSAD (Source Axis Distance) は、アイソセンタ5aから照射ヘッド10内のター

ゲット 1 1 0 (図 4 参照) までの距離に相当するものである。
本実施形態では S A D を 8 0 c m に設定している。

また、本実施形態では、図 2 に示すように、アイソセンタ 5 a からノンアイソセンタ 5 b へのシフト量 D V 1 と、下式とをコンピュータ 6 2 により位置決め演算し、該演算結果に従ってノンアイソセンタ 5 b に対し X 線を照射を行う際のガイドレール 9 の駆動 (G 1, G 2) 及び照射ヘッド 1 0 の駆動 (H 1, H 2) を制御する。

$$H 1 = \theta 1 \quad \cdots (1)$$

$$H 2 = \theta 1 - \arctan ((r \sin \theta 1 - D V 1) / (r \cos \theta 1)) \quad \cdots (2)$$

$$G 1 = 0 \quad \cdots (3)$$

$$G 2 = z \quad \cdots (4)$$

但し、

$\theta 1$: ガイドレール 9 のアイソセンタ垂直軸方向からの回転角

r : ガイドレール 9 の曲率半径

z : アイソセンタ 5 a から垂直方向ずれ量

図 2 において、導波管系 1 1 の関節部 1 4 a ~ 1 4 c, 1 6 は、加速用マイクロ波を軸回転で伝えるロータリ R F カプラ 5 0 を内部に有する。

また、図 5 に示すように、導波管系 1 1 の中には、導波管 5 1, 5 2 が設けられ、該導波管 5 1, 5 2 は、関節部 1 4 a ~ 1 4 c 内のロータリ R F カプラ 5 0 により電磁氣的に連通している。

さらに、図 6 に示すように、ロータリ R F カプラ 5 0 は、フランジ継手 5 3, 5 4 により導波管 5 1, 5 2 の各々に接続されている。なお、符号 5 5 a, 5 5 b は、導波管 5 1, 5 2 の導波路である。

また、図 7 に示すように、導波管 5 1, 5 2 の導波路 5 5 a, 5 5 b は、ロータリ R F カプラ 5 0 の回転部材 5 6, 5 7 に取り囲まれた回転スペースに連通し、該回転スペースに電界（ベクトル又はモード）が形成され、マイクロ波が伝播する。なお、図中にて符号 5 8 は軸受を示し、符号 5 9 は $\lambda/4$ 波長チョークを示す。このようなロータリ R F カプラ 5 0 と導波管 5 1, 5 2 との組み合わせにより、床等に固定されたクライストロンの如きマイクロ波発振器から、移動する照射ヘッド 1 0 へ、加速用マイクロ波を円滑に供給することができる。

図 2 に示すように、導波管系 1 1 は、その一端が第 1 の関節部 1 4 a を介してガイドレール 9 の端部に固定され、他端が第 4 の関節部 1 6 を介して照射ヘッド 1 0 に連結してなるリンク機構である。符号 2 1 はサーキュレータ、2 2 はダンパーロードである。

導波管系 1 1 は、ガイドレール 9 の端部に固定された第 1 の関節部 1 4 a と、この第 1 の関節部 1 4 a に一端が回転可能に連結された第 1 の導波管 1 2 と、この第 1 の導波管 1 2 の他端が連結された第 2 の関節部 1 4 b と、この第 2 の関節部 1 4 b に一端が連結された第 2 の導波管 1 3 と、この第 2 の導波管 1 3 の他端が連結された第 3 の関節部 1 4 c と、こ

の第 3 の関節部 1 4 c に一端が連結された第 3 の導波管 1 5 と、この第 3 の導波管 1 5 の他端が連結され且つ照射ヘッド 1 0 に連結してなる第 4 の関節部 1 6 とからなる。

ここに、第 1 の関節部 1 4 a のみが Y 軸に沿って設けられ、第 2 ～第 4 の関節部 1 4 b, 1 4 c, 1 6 はそれぞれ X 軸に沿って設けられている。

次に、X 線 C T 装置 3 0 について詳細に説明する。

X 線 C T 装置 3 0 は、患者 4 の如き被検体の照射野 5 に、扇状 X 線である画像取得用 X 線 3 b を多方面から照射して透過 X 線を検出して、該検出データを画像処理することによりコンピュータ画面上に照射野 5 の断層像を表示させる。

本実施形態の X 線 C T 装置 3 0 は、所謂第 5 世代装置と称されるものであり、診断用スペースである中央開口を有する図示しないドーナツ状真空槽を有する。真空槽の内部には、排気ポートを介して真空ポンプにより真空排気される。真空槽内には、外周寄りの同心円上に配列された図示しない多数の X 線発生ユニットと、該多数の X 線発生ユニットに対応して内周寄りの同心円上に配列された図示しない多数のセンサアレイとが設けられている。これらの X 線発生ユニットとセンサアレイとは、X 軸方向にシフトして配置され、画像取得用 X 線 3 b は真空槽の半径に対して前傾する方向に扇状に照射される。このため、扇状の画像取得用 X 線 3 b は、X 線照射側のセンサアレイに遮られることなく、診断用スペースに在る患者 4 を透過し、該透過 X 線は反対側のセンサアレイで検出することができる。

さらに、真空槽内にはビームリミッタ、電子銃駆動回路、画像信号ディジタイザなどが配置されている。X線発生ユニットから出射された扇状X線3bは、コリメータにより絞られ、さらにビームリミッタにより照射位置での幅に規定される。

センサアレイは、診断用スペースを取り囲む円周上に稠密に固定して配置され、多数個の超高感度CdTeセンサからなるものであり、0.5mmの分解能を有している。ちなみに、画像取得時における1ショットの撮像幅は約80mmである。また、X線の照射時間は1ショット当たり0.01秒である。

図示しないX線発生制御装置には図示しないデータ収録装置が接続されており、コンピュータ62からX線発生指令信号が入力される。センサアレイで検出されたX線透過データは、透過X線量に比例した電流信号に変換され、図示しないプリアンプ及びメインアンプを介して図示しないディジタイザ及び図示しないデータ収録装置に送られて収録されるようになっている。データ収録のタイミングはコンピュータ62からのX線発生指令信号によって制御される。収録されたデータは、データ収録装置から図示しない信号処理装置に出力され、信号処理装置でデータ処理される。処理されたデータは、照射野5の断層像として図示しないディスプレイ上に再生表示される。

一方、X線発生制御装置の出力側には電源及びX線発生ユニット内の図示しないアノード、カソード、ゲートアレイの

グリッド電極がそれぞれ接続されている。コンピュータ 62 から X 線発生指令信号が X 線発生制御装置に向けて出されると、その指令に基づいて X 線発生制御装置は図示しない電源から図示しない電子銃駆動回路への給電動作を制御すると共に、ゲートアレイのなかから撮影部位に適したグリッド電極を選択する。これに応じて X 線発生ユニット内のいずれかのカソードから電子線が出射され、選択したグリッド電極に印加したマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位となり、電子線がグリッド電極の孔を通過してアノードに入射する。アノードに電子線が入射すると、アノードから二次 X 線が発生し、窓に取り付けたコリメータを介して患者 4 に向けて扇状の画像取得用 X 線 3 b が出射されるようになっている。

コンピュータ 62 は、X 線 CT 装置 30 から照射野 5 の透過 X 線データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構 68、首振り機構 69、傾斜機構 20 の駆動をそれぞれ制御することにより照射ヘッド 10 の位置と向きとを微調整し、アイソセンタ 5 a 又はノンアイソセンタ 5 b にある照射野 5 に対して照射ヘッド 10 の照準を合わせて狙いをつけさせる。

次に、図 4 を参照して照射ヘッド 10 について詳しく説明する。

本実施形態の照射ヘッド 10 は、電子を 4 MeV ~ 20 MeV のエネルギーに加速し、治療用放射線 3 a を発生するものであり、超小型の電子リニアックの照射ヘッドとして機能する。この照射ヘッド 10 は、放射線に対して遮蔽性のある

外装ケース 101 で外側を覆われ、この外装ケース 101 内に電子銃 103、加速器 105、集束コイル 109、X線ターゲット 110、フラットニングフィルタ 112、集束管 113 を備えている。

外装ケース 110 の尾端には絶縁キャップ 102 が被せられ、この絶縁キャップ 102 を介して電源 64 に接続されたケーブル 104 がケース 101 内に導入され、電子銃 103 に接続されている。なお、電子銃 103 の電源 64 はコンピュータ 62 により出力が制御されるようになっている。

電子銃 103 からフラットニングフィルタ 112 までは電子ビームの中心軸に沿って直列に配置されている。電子銃 103 から加速器 105 に続き、さらに加速器 105 から集束管 113 に続いている。

加速器 105 には導波管 51 が連通している。導波管 51 はマイクロ波発振器 70 に連通すると共に、真空ポンプ 71 にも連通している。このため、加速器 105 の内部は導波管 51 を介してポンプ 71 により真空排気される。なお、真空ポンプ 71 に分岐して連通する導波管 51 の主路にはセラミック窓 72 が嵌め込まれ、マイクロ波発振器 70 からセラミック窓 72 までの導波管内に封入された SF6 ガスを遮断して漏洩を防ぐと共に、マイクロ波のみを通過させるようにしている。

マイクロ波発振器 70 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発振器 70 の電源回路は、コンピュータ 62 に接続されている。電子銃 103 は、真空

ポンプ 7 1 により真空排気されるチャンバ内に設けられたフィラメント（カソード）を備えている。

電子銃 1 0 3 が収納されたチャンバに連通連続して加速器 1 0 5 が設けられ、電子銃 1 0 3 から出射された電子線が加速されるようになっている。加速器 1 0 5 の内部は複数の仕切 1 0 6 で仕切られ、複数の加速室 1 0 7 が形成されている。仕切 1 0 6 の中央には電子ビーム通過孔 1 0 6 a が開口している。各加速室 1 0 7 の外周にはコイル 1 0 8 がそれぞれ巻き付けられ、コイル 1 0 8 はコンピュータ 6 2 により動作を制御される電源回路に接続されている。

加速器 1 0 5 に連続して集束管 1 1 3 が設けられている。集束管 1 1 3 には集束コイル 1 0 9、X線ターゲット 1 1 0、フラットニングフィルタ 1 1 2 がこの順に取り付けられている。集束コイル 1 0 9 は加速器 1 0 5 で加速された電子を X 線ターゲット 1 1 0 に向けて絞り込むものである。

X線ターゲット 1 1 0 は、高エネルギーの加速電子が入射して制動輻射 X 線を出射するものであるため、流路 1 1 1 a を有する水冷ジャケット 1 1 1 が取り付けられ、熱損傷を防ぐために強制冷却されるようになっている。なお、ターゲット 1 1 0 にはタングステン、モリブデン、タンタル等の単体金属またはこれらの合金を用いることが好ましい。

フラットニングフィルタ 1 1 2 は、金属でつくられ、ターゲット 1 1 0 から出射される X 線の強度を平均化してほぼ均一なエネルギー密度をもつ治療用放射線 3 a とするためのものである。

さらに、外装ケース 1 0 1 の外側にはコリメータ 1 1 4 及び線量計測管 1 2 0 が取り付けられている。コリメータ 1 1 4 は外装ケース 1 0 1 の先端にねじ込まれ、集束管 1 1 3 に連通する中空部を有している。コリメータ 1 1 4 は治療用の放射線 3 a が透過できない鉛などの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測管 1 2 0 に X 線 3 a が送られるようになっている。

線量計測管 1 2 0 は、ガスが封入された電離箱からなり、放射線通過時に発生する電離したガスの電荷量を検出して、放射線の線量を計測する。

次に、図 8 を参照して本実施形態装置の制御システムについて説明する。

本実施形態の放射線治療装置は、治療用寝台システム 7、8、照射ヘッド 1 0、X 線 C T 装置 3 0、信号処理装置 3 1、マイクロ波発振器 7 0、システム制御装置 8 0、システムユーティリティ 9 0 からなる制御システムを有する。システム制御装置 8 0 が全体を統括して制御する。

システム制御装置 8 0 は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム及びシステムモニタを含む。システム制御装置 8 0 が制御システムの全体を統括し、他のブロックとの間で入出力信号のやりとりがなされる。

X 線 C T 装置 3 0 は、信号処理装置 3 1 を経由してシステ

ム制御装置 80 に接続されていることにより、放射線治療中に、X線CT装置 30 による画像取得がリアルタイムでなされ、医師はディスプレイ上に表示された画像を観ながら治療を行うことができる。

マイクロ波発振器 70 は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアックシステム制御装置、クライストロン及び RF ドライバを具備している。加速器 110 にマイクロ波を供給する供給源であるクライストロンは、導波管系 11 を介して照射ヘッド 10 に接続されている。

照射ヘッド 10 のアイソセントリック駆動機構及び首振り駆動機構の各ドライバはシステム制御装置 80 に接続され、アイソセントリック照射時における照射ヘッド 10 の周回移動駆動及び擬似ノンアイソセントリック照射時における照射ヘッド 10 の 2 軸首振り駆動がそれぞれ制御されるようになっている。

次に、図 9 を参照して本発明の装置を用いた治療方法について説明する。

放射線治療においては、医師が治療計画を立てる。この治療計画は術前に行われる種々の検査に基づくものである。さらに医師は手術中において本実施形態の放射線治療装置を用いることにより患部の病巣を、直接的にリアルタイムで画像取得する。この画像取得により、高精度で確実性の高いの放射線治療を行うことができる。

図 9 の (a) に示すように、X線CT装置 30 のみを用いて照射野 5 及びその近傍領域の取得画像を得る。システム画

面で照射野 5 の各断面図を確認して、画像追尾のための輪郭線を定義する。治療開始に先立って照射野 5 のマッピングは終了しており、これを参考に複数のスライスで照射野 5 の輪郭を定義する。

図 9 の (b) に示すように、放射線治療装置の画像追尾システムにより、実際の照射野 5 の画像の輪郭抽出を行う。この抽出した輪郭と定義された輪郭線とのパターンマッチングを行って画像追尾を開始する。医師は画像追尾状況を目視で確認する。

図 9 の (c) に示すように、画像追尾が安定した後に、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を操作して、システムを ARMED 状態にする。システムは、照準をクロスヘアラインで画像上に表示すると共に、また照射ボリュームを赤色で同じ画像上に表示する。画像追尾が継続しているため、照準及び照射ボリュームは照射野の移動とともに自動的に追従する。

図 9 の (d) に示すように、医師のトリガ操作で治療用放射線 3 a の照射を開始する。治療計画の段階で予定の照射時間は決まっており、画面上ではカウントダウンが開始され、カウントゼロ (時刻 t_4) になると治療用放射線は自動的に停止する。画面上には線量分布が継続的に表示され、この表示された線量分布を医師は確認しながらトリガを引き続けて照射を継続する。システムは画像のサンプリング、治療用放射線 3 a の照射を高速に交互に続け、画像追尾と治療ビームの照射とをリアルタイムで継続する。カウントダウンがゼロ

になる前であっても、医師がトリガを離せば、そのタイミングで直ちに治療用放射線 3 a は停止するので、安全性は十分に確保される。

図 9 の (e) に示すように、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を SAFE 位置としてシステムを安全な状態にし、照射ヘッド 10 を次の照射位置へ移動させる。医師は、各ポータルにおける照射時間終了時と一連の照射終了後に累積被曝線量の総計にあたるトータルドーズ (Total Dose) を確認する。累積線量及び 1 クール内の累積線量分布が画面に表示され、患者毎に作成される治療ファイルに記憶される。

以上のように本実施形態によれば、放射線の照射位置及び照射時間等の条件を、X 線 CT 装置 30 により照射野を確認しながら高精度に制御することができる。このため、臓器自体に動きがない頭部の治療に適用できることは勿論のこと、心臓や肺などの動きのある臓器の小病巣に対しても放射線を正確に照射することができ、放射線治療の分野において用途が拡大することが大いに期待される。

また本実施形態によれば、剛性の点で問題の多い片持型のロボットアームと異なり、高強度・高剛性の照射ヘッド支持構造を採用することができ、高い絶対精度を機械的に保証することが可能となる。このため、ロボットアームを使用して所要の位置決め精度を確保する場合に必要なティーチングが不要となり、効率的な治療が可能となる。

従来、ノンアイソセントリックな照射治療に、所要の自由

度を遙かに超える過剰な自由度を持つ汎用の産業用ロボットアームを適用するのは患者の安全性の点で問題がある。即ち、ロボットアームの誤動作等の事故の際に、ロボットアームもしくはその先端の照射ヘッドが患者に接触して、患者に対して外傷的な危害が及ぶ可能性がある。これに対して、本実施形態の放射線治療装置では、照射ヘッド支持機構及び照射ヘッド自体が機械的に可動範囲が制限されており、患者に対する絶対的な安全性が確保できる。

従来技術では、照射治療中に照射野をリアルタイムに監視することができず、推定に基づく照射を余儀なくされたが、本実施形態の放射線治療装置によれば、X線透視装置、X線CT装置、PET、DSA等の画像取得装置で、照射治療中に照射野をリアルタイムで監視することが可能となり、信頼性・安全性の高い照射治療が可能となる。また、リアルタイムに得られる上記の照射野画像を基にして画像追尾を行い、移動する照射野への追従照射が可能となる。

また本実施形態の放射線治療装置によれば、医師とのマンマシンインタフェイスが図られるので、安全性・信頼性に優れた確実な放射線治療が可能となる。

(第2実施形態)

次に、図1～図9と同一部分には同一符号を付した図10～図25を参照して、本発明の第2実施形態の放射線治療装置6-2を説明する。なお、図10～図12は図1～図3に相当し、図18は図8に相当し、図21～図22は図5～図6に相当し、図25は図9に相当するので、これら図におい

て重複部分の説明は省略する。

本実施形態の照射ヘッド 1000 は、図 10 ～ 図 12 及び図 20A ～ 図 20D に示すように、周回移動機構 68 及び第 1 及び第 2 の首振り機構 1310, 1320 によりガイドレール 9 に支持されている。周回移動機構 68 及び第 1 及び第 2 の首振り機構 1310, 1320 は、アイソセンタ 5a を中心とする上半部後方の四分の一球（1/2 球）の範囲内で任意の照射位置に、照射ヘッド 1000 を位置決めする。

周回移動機構 68 は、ラック・アンド・ピニオン方式、ベルト方式等により照射ヘッド 1000 をガイドレール 9 に沿って周回移動（H1）させる。

第 1 の首振り機構 1310 は、図 20A ～ 図 20D に示すように、サーボモータを備え、照射ヘッド 1000 をガイドレール 9 上でロータリ RF カプラ 16 の第 1 の軸 S1 まわりに首振り動作させる。また、この場合、ロータリ RF カプラ 16 は、照射ヘッド 1000 が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、照射ヘッド 1000 の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。

第 2 の首振り機構 1320 は、図 20A ～ 図 20D に示すように、サーボモータを備え、照射ヘッド 1000 をロータリ RF カプラ 500A, 500B の第 2 の軸 S2 まわりに首振り動作させる。ロータリ RF カプラ 500A, 500B は、照射ヘッド 1000 が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、照射ヘッド 1000 の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。ちなみに、本実施形態の照射ヘッド 1000

は、全長が 500 ～ 600 mm、幅 500 mm × 深さ 300 mm、重量が 60 ～ 80 kg である。

また、照射ヘッド 1000 は、導波管系 11 のロータリ RF カプラ 16 に首振り可能に連結される。図 20A に示すジンバル機構上の導波管 510 及びロータリ RF カプラ 500 によりマイクロ波発振器 70 に接続されている。

上記 2 軸の駆動 (G1, H1) により、照射ヘッド 1000 は、アイソセンタ 5a を中心とする 1/2 球殻上で、アイソセントリックな動きが可能になる。さらに、上記 2 軸の駆動 (S1, S2) により、照射ヘッド 1000 は、1/2 球殻上で、擬似的にノンアイソセントリックな動きが可能となる。

この擬似ノンアイソセントリック動作は、照射ヘッド 1000 の慣性中心まわりの首振り運動であるため、アイソセントリック動作と比べて格段に素早い動きとなる。擬似ノンアイソセントリックな高応答性の迅速な追尾モーションにより、例えば心鼓動等の早い動きに対してもヘッド照準を高応答かつ精密に追従させることが可能となる。

本実施形態において、照射野の移動に追従して照射するには、図 15、図 16 及び図 17 に示すように、画像データから得られるシフト量 DV1, DV2 と、所定の算式とを用いて S1 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_1 と S2 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_2 とを演算し、該演算結果に従って首振り機構 1310, 1320 の駆動をそれぞれ制御し、照射ヘッド 1000 を微小変位角 θ_1 及び微小変位

角 θ 2 の分だけ高速首振りさせる。これにより呼吸、心鼓動、蠕動、膀胱内の尿量等の動きを伴う腫瘍等の頸部下の患部 5 に対し、照射ヘッド 1 0 0 0 の照準が迅速かつ高応答に追従させることが可能となり、放射線の高精度照射が実現される。ちなみに、本実施形態の放射線治療装置においては、取得画像の処理時間を含めて 0.1 秒以内に照射ヘッド 1 0 0 0 を高速で首振り動作させることができ、照射野（患部）の動きに対して迅速に追従させることができる。

また、図 2 3 A に示すように、導波管 5 1 0 の導波路 5 5 0 a, 5 5 0 b はロータリ R F カプラ 5 0 0 の回転部材 5 6 0, 5 7 0 に取り囲まれた回転スペースに連通し、このなかを図 2 3 B に例示するような管内モードでマイクロ波が導かれる。

システム制御装置 8 0 は、画像取得装置としての X 線 C T 装置 3 0 から照射野 5 の断層像データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構 6 8、傾動機構、寝台 7 の駆動をそれぞれ制御することにより、アイソセンタ 5 a にある照射野 5 に照射ヘッド 1 0 0 0 の照準を合わせる。

さらに、照射野 5 が動いた場合には、システム制御装置 8 0 は X 線 C T 装置 3 0 からの入力データに基づいて画像追尾のための演算を行い、その演算結果に基づいて第 1 及び第 2 の首振り機構 1 3 1 0, 1 3 2 0 の動作をそれぞれ制御して照射ヘッド 1 0 0 0 を首振りさせる。なお、照射ヘッド 1 0 0 0 の首振り動作中はインターロックが作動して放射線の照射は禁止されるので、近傍部位の被曝量は最小限に抑えられ

る。

次に、本実施形態の照射ヘッド 1 0 0 0 の詳細を説明する。

照射ヘッド 1 0 0 0 は、図 1 3 A ~ 図 1 3 C 及び図 1 9 に示すように、ヘッド本体部をカバー 1 0 1 0 で覆い、該ヘッド本体部の先端側に放射線を出射するための出射部 1 2 0 0 が取り付けられている。ヘッド本体部を覆うカバー 1 0 1 0 内には、電気回路／冷却水回路 1 1 6 0、加速器 1 1 0 0、R F 窓 5 2 0、導波管 5 1 0、ロータリ R F カプラの一部 5 0 0 B、排気管 1 0 7 0、イオンポンプ 1 1 2 0、ターゲット排気室 1 1 9 0、ターゲット 1 2 1 0、冷却板 1 2 2 0 が設けられている。また、加速器 1 1 0 0 の尾部の絶縁碍子 1 0 3 0 から外部電源に接続された図示しないケーブルがカバー 1 0 1 0 内に導入され、電子銃 1 0 4 0 のカソード 1 0 5 0 に接続されている。このカソード 1 0 5 0 と向き合っアノード 1 0 6 0 が配置されている。カソード 1 0 5 0 とアノード 1 0 6 0 との間は、イオンポンプ 1 1 2 0 に連通する排気管 1 0 7 0 により排気される。電子銃 1 0 4 0 の電源は、システム制御装置 8 0 により制御される。なお、電子銃 1 0 4 0 は、加速器 1 1 0 0 から出射部 1 2 0 0 に続いている。また、絶縁碍子 1 0 3 0 から加速器 1 1 0 0 の先端までの長さは、約 3 6 0 m m である。

図 1 4 に示すように、電子銃 1 0 4 0 のアノード 1 0 6 0 の中央孔は、加速器 1 1 0 0 のバンチャ空洞 1 0 9 0 に連通している。加速器 1 1 0 0 は、電子銃 1 0 4 0 から出射された電子線を加速させ、高エネルギーの電子ビームを X 線ターゲット

ット 1 2 1 0 に衝突させる。加速器 1 1 0 0 の内部には電子ビーム通過用の中央孔を有する加速空洞 1 1 1 0 b が配置されている。加速空洞 1 1 1 0 b は、サイドカップルキャビティ 1 1 1 0 a を介して左右一对の側方排気管 1 0 8 0 にそれぞれ連通している。左右一对の側方排気管 1 0 8 0 は、イオンポンプ 1 1 2 0 に接続される。これにより左右一对の側方排気管 1 0 8 0 は、イオンポンプ 1 1 2 0 によって真空排気される。すなわち、加速器 1 1 0 0 の内部は、側方サイドカップルキャビティ 1 1 1 0 a 及び側方排気管 1 0 8 0 を介してイオンポンプ 1 1 2 0 により真空排気される。

加速器 1 1 0 0 には導波管 5 1 0 が連通している。導波管 5 1 0 はセラミック製の R F 窓 5 2 0 及びロータリ R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B を経由してマイクロ波発振器 7 0 に連通している。R F 窓 5 2 0 は、導波管 5 1 0 内に封入された S F 6 ガスの漏洩を防ぐとともに、マイクロ波を加速器 1 1 0 0 へ導入させる入口である。なお、マイクロ波発振器 7 0 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発振器 7 0 の電源回路はシステム制御装置 8 0 に接続されている。

出射部 1 2 0 0 は、カバー 1 0 1 0 で覆われたヘッド本体部の先端に設けられ、X線ターゲット 1 2 1 0、ターゲット冷却板 1 2 2 0、一次コリメータ 1 2 3 0、フラットニングフィルタ 1 2 4 0 を備えている。電子銃 1 0 4 0 から加速器 1 1 0 0 を経てフラットニングフィルタ 1 2 4 0 に至るまでは電子ビームの光軸に沿って直列に並び、加速された電子線

はターゲット排気室 1 1 9 0 を通って出射部 1 2 0 0 のターゲット 1 2 1 0 に入射するようになっている。

X 線ターゲット 1 2 1 0 は、高エネルギーの加速電子が入射して制動ふく射 X 線を出射する。このため X 線ターゲット 1 2 1 0 は、熱損傷を受け易い。この熱対策として、冷却板 1 2 2 0 により X 線ターゲット 1 2 1 0 を冷却する。なお、ターゲット 1 2 1 0 にはタングステン、タンタル等の高融点金属単体またはこれらの合金を用いている。

一次コリメータ 1 2 3 0 は、タングステンなどの放射線に対する遮蔽性に優れ、かつ熱中性子発生が少ない材料でつくられ、ターゲット 1 2 1 0 からの X 線をフラットニングフィルタ 1 2 4 0 に導くものである。

フラットニングフィルタ 1 2 4 0 は、ターゲット 1 2 1 0 から出射される放射線（X 線）の強度を平均化して均一なドーズ分布をもつ治療用放射線 3 a とするためのものである。

さらに、出射部 1 2 0 0 の先端側には二次コリメータ 1 2 5 0 及び線量計測用電離箱 1 2 6 0 が取り付けられている。二次コリメータ 1 2 5 0 は、治療用放射線 3 a が透過できないタングステンなどの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測用電離箱 1 2 6 0 に治療用放射線 3 a が送られるようになっている。この二次コリメータ 1 2 5 0 は一次コリメータ 1 2 3 0 の端面部に着脱可能にネジ込まれている。

線量計測用電離箱 1 2 6 0 は、二次コリメータ 1 2 5 0 の先端に取り付けられ、所定成分のガスが封入された電離箱で

あり、放電電荷を検出する図示しない検出回路が接続されている。この検出回路はシステム制御装置 80 の入力側に接続されている。システム制御装置 80 は、線量計測用電離箱 1260 からの入力信号に基づいて照射ヘッド 1000 から射出される治療用放射線の線量を算出し、患者 4 が受ける治療用ドーズデータとしてメモリに保存するようになっている。

次に、図 18 を参照して本実施形態の放射線治療装置の制御システムについて説明する。

本実施形態装置の制御システムは、寝台 8、照射ヘッド 1000、X線CT装置 30、信号処理装置 31、マイクロ波発振器 70、システム制御装置 80、システムユーティリティ 90 からなり、システム制御装置 80 が全体を統括して制御する。

システム制御装置 80 は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム及びシステムモニタを含む。

X線CT装置 30 は、信号処理装置 31 を経由してシステム制御装置 80 に接続されている。これにより画像取得が治療中にリアルタイムでなされ、医師はディスプレイ上に表示された取得画像を観ながら治療を行うことができるようになっている。

マイクロ波発振器 70 は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアックシステム制御装置、クライストロン及び

R F ドライバを具備している。加速器 1 1 0 0 にマイクロ波を供給するクライストロンは、導波管系 1 1 を介して照射ヘッド 1 0 0 0 に接続される。

照射ヘッド 1 0 0 0 のアイソセントリック駆動機構及び首振り駆動機構の各ドライバは、システム制御装置 8 0 に接続され、アイソセントリック照射時には、周回移動機構 6 8 が制御され、また擬似ノンアイソセントリック照射時には、2 軸首振り機構 1 3 1 0, 1 3 2 0 が制御される。

次に、本実施形態における首振り機構について、図 1 5 ～ 図 1 7 と、図 1 9、図 2 0 A ～ 図 2 0 D とを参照して詳細に説明する。

図 1 9 に示すように、本実施形態の照射ヘッド 1 0 0 0 は、ヘッドカバー 1 0 1 0 のジンバル構造支持フレーム 1 0 2 0 に支持されている。支持フレーム 1 0 2 0 は照射ヘッド 1 0 0 0 の慣性中心を含む S 1 軸及び S 2 軸が通る位置座標に取り付けられている。

図 2 0 A に示すように、支持フレーム 1 0 2 0 には導波管系 1 1 のロータリ R F カプラ 1 6、一対のロータリ R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B、サーボモータからなる S 1 首振り機構 1 3 1 0、サーボモータからなる S 2 首振り機構 1 3 2 0 がそれぞれ各辺に取り付けられている。

図 2 0 B に示すように、導波管系 1 1 のロータリ R F カプラ 1 6 は支持フレーム 1 0 2 0 の一方側長辺の中央に取り付けられ、これと向き合うように S 1 首振り機構 1 3 1 0 の駆動軸 1 3 1 0 a がフレーム 1 0 2 0 の対向長辺の中央に取り

付けられている。駆動軸 1 3 1 0 a を回転駆動させると、図 1 7 に示すように S 1 ドライブ軸まわりに照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りするようになっている。

図 2 0 D に示すように、一對のロータリ R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B は支持フレーム 1 0 2 0 の一方側短辺の中央に取り付けられている。

図 2 0 C に示すように、一對のロータリ R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B に向き合うように S 2 首振り機構 1 3 2 0 の駆動軸 1 3 2 0 a が、フレーム 1 0 2 0 の対向短辺の中央に取り付けられている。すなわち、S 2 首振り機構 1 3 2 0 の本体は、支持フレーム 1 0 2 側のブラケット 1 0 2 0 a に固定支持され、駆動軸 1 3 2 0 a は、軸受 1 3 3 0 を介して支持フレーム 1 0 2 0 に回転可能に支持されている。駆動軸 1 3 2 0 a を回転駆動させると、図 1 6 に示すように、S 2 ドライブ軸まわりに照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りする。

図 2 0 A に示すように、導波管系 1 1 の各リンクアーム 1 3, 1 5 内には導波管 5 1 0 が設けられている。各関節部 1 4, 1 6 内には、ロータリ R F カプラ 5 0 0 が設けられている。一對のロータリ R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B を通って照射ヘッド内の加速器 1 1 0 0 に、マイクロ波が導入される。

次に、本実施形態の放射線と治療装置 6 - 2 の動作、特に、治療用放射線の直接線、漏洩線及び散乱線の検出器への影響を防止し、画像取得用 X 線の照射と治療用放射線の照射とのリアルタイム時分割処理を実現する方法を、図 2 4 に示すタイミングチャートを参照して説明する。

先ず放射線治療装置 6-2 のメインスイッチを ON すると、治療用寝台システム 7、照射ヘッド 1000、X線 CT 装置 30、マイクロ波発振器 70、システム制御装置 80、システムユーティリティ 90 の電源がそれぞれ待機状態となる。天板 7 が移動して患者 4 を治療エリア内に移動させる。このとき、X線 CT 装置 30 及び／又は寝台 8 を移動させて、患部 5 がアイソセンタ 5a に一致するように位置合わせする。このアイソセントリック位置合わせ完了後、X線 CT 装置 30 によるリアルタイム画像取得と、照射ヘッド 1000 による放射線治療とを開始する。

図 24 中の時間 t_0 において、X線 CT 装置 30 は、照射野 5 に向けて画像取得用 X線 3b の照射を開始する。その透過像を図 24 に示す時間 $t_0 \sim t_1$ において取得画像として検出する。なお、被曝を最小限度とするため画像取得用 X線 3b の照射時間も時間 $t_0 \sim t_1$ の間に限定する。また、少なくとも画像取得用 X線 3b を照射している時間 $t_0 \sim t_1$ において、治療用放射線 3a の直接線、漏洩線及び散乱線が検出器に影響を与えないようにするため、照射ヘッド 1000 は、治療用放射線 3a を出射しないようにインターロックされている。

検出された取得画像は、時間 $t_1 \sim t_2$ において取り込まれる（収録される）。取り込まれた取得画像の追尾画像データなどの情報は、時間 $t_2 \sim t_3$ において信号処理装置 31 やシステム制御装置 80 で処理され、処理画像をディスプレイ上に表示される。また、この画像追尾計算の結果、処理さ

れた情報は、位置補正データとして、首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 に送られる。そして、時間 $t_0 \sim t_3$ までと同じ画像取得から画像処理までのサイクルが、時間 t_3 以降、繰返される。

時間 $t_3 \sim t_5$ にかけて次の画像検出と画像取り込みが行なわれている間に、首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 の首振りサーボは、位置補正データとして送られてきた画像追尾計算の結果を基に、微小首振り角 θ_1 及び θ_2 、駆動される。首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 を駆動させている時間 $t_3 \sim t_5$ の間、治療用放射線 3 a を照射しないように、照射ヘッド 1 0 0 0 は、安全性を考慮してインターロックされている。

首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 が停止する時間 t_5 において、照射ヘッド 1 0 0 0 のインターロックは、解除され、治療用放射線 3 a は、照射されはじめる。治療用放射線 3 a の照射時間は、次に首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 が駆動されるまでの、時間 $t_5 \sim t_6$ である。また、この時間 $t_5 \sim t_6$ と同期して、時間 $t_3 \sim t_5$ の間に取得された取得画像の追尾画像データの画像追尾計算が実行される。時間 t_6 において、3 回目の画像検出と2回目の首振りサーボ駆動が開始され、2 回目の画像追尾計算と1回目の治療用放射線 3 a の照射が完了する。

治療用放射線 3 a の照射停止後、時間 t_6 に画像取得用 X 線 3 b の照射を開始し、時間 t_6 から始まる次の取得画像処理サイクルに移行する。時間 t_0 から3回目の画像取り込み後のタイミング t_8 に照射ヘッド 1 0 0 0 のインターロック

が解除され、2回目の治療用放射線3 aの照射が再開される。

このように、画像処理のサイクルと首振り及び照射のサイクルとは、互いにオーバーラップしている。ある画像処理のサイクルの間に行なわれる首振りヘッドの駆動及び治療用放射線3 aの照射を行うサイクルは、この画像処理のサイクルの1つ前に行なわれた画像処理のサイクルの情報に基づいて行なわれる。

なお、心鼓動などの早い動きに追従する場合、画像検出の開始から、照射ヘッド1 0 0 0を首振りさせて、治療用放射線3 aを照射し終わるまでの時間 $t_0 \sim t_6$ は、0.1秒以内が一つの目安とされている。そこで、図24に示すタイムチャートは、画像処理の1サイクル及び首振り及び照射の1サイクルをそれぞれ0.05秒とした場合を示している。したがって、図24に示すタイムチャート中の時間は、一例であって、これ以外の時間間隔で実施されてもよい。

また、画像取得や画像追尾計算に異常が生じた場合、その時点で治療用放射線3 aの照射を停止するようにインターロックをかけ、安全性を向上させる。なお、本実施形態の放射線治療装置6-2では、照射ヘッド1 0 0 0の首振り及び位置決めが正常に行われたことを確認してから治療用放射線3 aの照射がなされるよう構成されている。

このように本実施形態の放射線治療装置6-2において、画像検出のサイクル、画像取込のサイクル、画像追尾計算のサイクル、それに基づくヘッド首振り制御のサイクル、治療用放射線3 aの照射のサイクルが繰返され、寝台の1/2球

殻の位置から照射野 5 への追従照射による治療が行われる。

上述した本実施形態の放射線治療装置 6-2 の治療方法は、図 25 の (a) ~ (e) にて示される。この図 25 は、図 9 と同様なので説明は省略する。

上述した本実施形態の放射線治療装置 6-2 によれば、画像処理時間を含めて 0.1 秒以内に照射ヘッド 1000 を高速首振り動作させ、照射野 (患部) の動きに対して追従させることができるので、高精度な放射線を照射を実現することができる。

このように本実施形態の放射線治療装置 6-2 は、患部の動きに対応して高応答かつ高精度にノンアイソセントリック照射することが可能であるので、呼吸、心鼓動、蠕動、膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍等の照射対象が移動する頸部以下の部位を治療対象とすることができる。

(第 3 実施形態)

次に、本発明の第 3 実施形態に係る放射線治療装置を、図 26 及び図 27 を参照して説明する。なお、図 26 及び図 27 においては、先の図と重複する部分についてはその説明は省略する。

本実施形態の放射線治療装置 6-3 は、回転ドラム 9 上に、照射ヘッド 10、X 線 CT 装置の X 線管である画像取得用 X 線源 97 及びセンサアレイ 98 を搭載した構成であり、第 3 世代 X 線 CT 装置等のドラム部上に、照射ヘッド 1000 を装備した構造としている。回転ドラム 9 の回転中心は、アイ

ソセンタ 5 a とされている。照射ヘッド 1 0 0 0 は、4 M e V ~ 1 0 M e V の放射線を発生する電子リニアックに相当し、図示のように 2 軸 (S 1 , S 2) の首振り機構を有し、これらの首振り機構による動作によって、回転ドラム 9 の回転軸周りにノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、S 2 軸の首振りには、回転ドラム 9 の回転に伴う照準角度補正も含める必要があるが、S 1 軸の首振りについての照準角度補正は不要である。

画像取得用 X 線源 9 7 及びセンサアレイ 9 8 は、照射ヘッド 1 0 0 0 と干渉を生じない回転ドラム 9 上に所定箇所にそれぞれ取り付けられ、画像取得用 X 線源 9 7 とセンサアレイ 9 8 とは互いに向き合っている。センサアレイ 9 8 は Multi row タイプの多列センサである。

(第 4 実施形態)

次に、本発明の第 4 実施形態に係る放射線治療装置を、図 2 8 を参照して説明する。なお、図 2 8 においては、先の図と重複する部分についてはその説明は省略する。

本実施形態の放射線治療装置 6 - 4 は、回転ドラム 9 上に、照射ヘッド 1 0 と、X 線源 9 7 A , 9 7 B 及びセンサアレイ 9 8 A , 9 8 B が装備されている。この X 線源 9 7 A とセンサアレイ 9 8 A とのセットと、X 線源 9 7 B とセンサアレイ 9 8 B とのセットとはそれぞれ X 線透視装置として機能する。2 つの X 線透視装置の目視線は互いに一致しないようになっている。これにより患者 4 の体内のランドマーク又は微小金プレート等のマーカを写し込んだ X 線透視画像を 2 軸方向に

ついて取得することができ、患部位置の動きを把握可能としている。なお、X線透視画像の画像強調方法としては、造影剤を用いてDSAのような画像処理を行うことも可能である。なお、照射ヘッド1000については第3実施形態と同様である。

(第5実施形態)

次に、図29～図37を参照して本発明の第5実施形態に係る放射線治療装置を説明する。

図29に示すように、本実施形態の放射線治療装置は、治療室200側に配置される要素と、隔壁201により治療室200から隔離された操作室202に配置される要素とからなる。

治療室200に配置される要素は、支持移動機構210と、この支持移動機構210により予め定めた第1球面座標上で支持され且つ移動する照射ヘッド220と、マイクロ波発振器230と、照射ヘッド220内の治療用放射線発生部221にマイクロ波発振器230で発生させたマイクロ波電力を伝送するマイクロ波伝送系である固定導波管部240、移動導波管部250及びヘッド内導波管部260と、寝台部270とである。

操作室202に配置される要素は、システム制御卓280である。

支持移動機構210は、治療室200の床に固定される一対の基台211、212と、この基台211、212に設けられた一対の傾動機構213、214と、照射ヘッド220

を支持且つ移動させるための半円弧状軌道が形成されたガイドレール 2 1 5 と、一対のウエイト 2 1 6 , 2 1 7 とを含む。すなわち、ガイドレール 2 1 5 の中間部に前記軌道 2 1 5 A が形成されると共にその両端 2 1 5 B 1 , 2 1 5 B 2 は、基台 2 1 1 , 2 1 2 に設けた傾動機構 2 1 3 , 2 1 4 により支持される。傾動機構 2 1 3 , 2 1 4 を駆動することにより、アイソセンタ 3 0 0 を中心に符号 3 0 1 に示す方向にガイドレール 2 1 5 は回転駆動される。

照射ヘッド 2 2 0 は、電子銃、加速器、ターゲット、コリメータ、真空ポンプ等からなる治療用放射線発生部 2 2 1 と、ラック・アンド・ピニオン、ベルト及びプーリ等の機構により照射ヘッド 2 2 0 を軌道 2 1 5 A に沿って符号 3 0 2 に示す方向に周回移動させる周回移動機構 2 2 2 と、治療用放射線発生部 2 2 1 を符号 3 0 3 に示す直行 2 方向に首振りさせるジンバル機構 2 2 3 とを有する。ここに、傾動機構 2 1 3 , 2 1 4 及び周回移動機構 2 2 2 の動作により、照射ヘッド 2 2 0 を、アイソセンタ 3 0 0 をアイソセントリック回転させることができる。また、後述するジンバル機構 2 2 3 の動作は、照射ヘッド 2 2 0 を疑似ノンアイソセントリック回転させることができる。

マイクロ波発振器 2 3 0 は、クライストロンの如きマイクロ波電子管からなる。このマイクロ波発振器 2 3 0 、マイクロ波伝送系及び治療用放射線発生部 2 2 1 は、従来の小型電子リニアックの如き放射線治療装置では回転体である照射ヘッドを含むガントリ内に一体化されて組み込まれているもの

があったが、本実施形態の放射線治療装置においては、重量物であるマイクロ波発振器 230 を治療室 200 の床に設置することで、軽量化された照射ヘッドを実現している。このような軽量化された照射ヘッド 220 であることと、特徴的な支持移動機構 210 との組合せにより、照射ヘッド 220 を、治療室 200 の空間上で規定される球面座標系上での任意位置への移動を可能としている。

移動導波管部 250 は、第 1, 第 2 直線形導波管 251, 252 と、第 1, 第 2, 第 3 ロータリカプラ 253, 254, 255 を含むパンタグラフ機構であり、固定導波管部 240 とヘッド内導波管部 260 とを連結する。すなわち、同種の第 1, 第 2, 第 3 ロータリ RF カプラ 253, 254, 255 のうち、代表として第 2 ロータリ RF カプラ 254 を第 1, 第 2 直線形導波管 251, 252 を含めて、図 30 を参照して説明する。

図 30 において、第 2 ロータリ RF カプラ 254 は、一端側に第 1 直線導波管 251 が接続される第 1 筒体 254 A と、この第 1 筒体 254 A と同一の軸芯を持ち第 1 筒体 254 A の他端側に一端側がベアリング 254 C を介して回転可能に組み合わされ且つ他端側に第 2 直線導波管 252 が接続される第 2 筒体 254 B とを含む。尚、第 1, 第 2 筒体 254 A, 254 B の軸心方向と、第 1, 第 2 直線導波管 251, 252 の伸長方向とは直角である。

また、第 1, 第 2 筒体 254 A, 254 B の開口部には、2 つの開口を形成してなる帯域フィルタ板 254 D が設けら

れている。さらに第 1 筒体 2 5 4 A と第 2 筒体 2 5 4 B との間には磁性シール機構 2 5 4 E が設けられている。この磁性シール機構 2 5 4 E は気密封止のため O リングに代わるものであり、一対の電磁石 2 5 4 E 1, 2 5 4 E 2 により磁性流体 2 5 4 E 3 を挟みこんだ構造である。このような磁性シール機構 2 5 4 E を第 1 筒体 2 5 4 A と第 2 筒体 2 5 4 B との間に設けていることにより、従来のような劣化に伴う定期交換を必要とする O リングに比べて、保守管理の面で有利である。

このような第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 及び第 1, 第 2 直線形導波管 2 5 1, 2 5 2 によれば、第 1 直線導波管 2 5 1 の伸長方向から伝送されたマイクロ波電力は、第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 の入口で直角に曲げられて、出口で再度直角に曲げられて第 2 直線導波管 2 5 2 の伸長方向に伝送される。また、第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 の第 1 筒体 2 5 4 A, 第 2 筒体 2 5 4 B は互いに回転可能であるので、第 1, 第 2 筒体 2 5 4 A, 2 5 4 B に直角に接続された第 1 直線導波管 2 5 1 と第 2 直線導波管 2 5 2 とを互いに異なる方向に回転させることができる。

従って、移動導波管部 2 5 0 は、第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 に一端部が接続された第 1 直線導波管 2 5 1 の他端部を、第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 と同様の構造を有しガイドレール 2 1 5 の端部に固定された第 1 ロータリ R F カプラ 2 5 3 に接続し、第 2 ロータリ R F カプラ 2 5 4 に一端部が接続された第 2 直線導波管 2 5 2 の他端部を、第 2 ロータリ

R F カ プ ラ 2 5 4 と同様の構造を有し照射ヘッド 2 2 0 に固定された第 3 ロータリ R F カ プ ラ 2 5 5 に接続しているので、照射ヘッド 2 2 0 の移動に伴って、第 1, 第 2, 第 3 ロータリ R F カ プ ラ 2 5 3, 2 5 4, 2 5 5 それぞれの第 1, 第 2 筒体 2 5 4 A, 2 5 4 B が回転して第 1, 第 2 直線導波管 2 5 1, 2 5 2 を、第 2 ロータリ R F カ プ ラ 2 5 4 を中心に開閉することができる。これは、第 1, 第 2 直線形導波管 2 5 1, 2 5 2 と、第 1, 第 2, 第 3 ロータリ R F カ プ ラ 2 5 3, 2 5 4, 2 5 5 とを含む移動導波管部 2 5 0 が、パンタグラフ機構であることを示している。

また、図 3 1 は、2 つのロータリ R F カ プ ラ 2 5 4, 2 5 4' と、5 本の導波管とを用いて、曲がった伝送経路を形成する例を示している。この例では、図 3 0 と同様のロータリ R F カ プ ラ 2 5 4 及び直線導波管 2 5 6, 2 5 7 と、これと同様のロータリ R F カ プ ラ 2 5 4' 及び直線導波管 2 5 6', 2 5 7' とを、ベンド形導波管 2 5 8 により連結した構成である。

このように、図 3 0 に示すロータリ R F カ プ ラ 2 5 4 及び複数の導波管の組を複数製作し、これらをベンド形導波管により連結することにより、曲がった伝送経路を容易に形成することができる。

次に図 3 2 を参照して、照射ヘッド 2 2 0 と移動導波管部 2 5 0 との関係を説明する。すなわち、図 2 9 においてアイソセンタ 3 0 0 を規定したとき、照射ヘッド 2 2 0 は、支持移動機構 2 1 0 により治療室 2 0 0 の空間上で規定される球

面座標系上での任意位置への移動を可能としている。この球面座標系を図 3 2 において、 $P_1(r_1, \theta_1, \phi_1)$ で示すことができる。この場合、 r_1 は、アイソセンタ 3 0 0 とターゲットとの間の距離とする。また、移動導波管部 2 5 0 の第 3 ロータリ R F カプラ 2 5 5 は、照射ヘッド 2 2 0 が球面座標系 $P_1(r_1, \theta_1, \phi_1)$ で移動すると、この座標系に応動して $P_2(r_2, \theta_2, \phi_2)$ で示す球面座標系上での移動が行われる。 r_2 は、アイソセンタ 3 0 0 と第 3 ロータリ R F カプラ 2 5 5 の軸心との間の距離とする。

このように本実施形態の放射線治療装置によれば、照射ヘッド 2 2 0 が移動する球面座標系 P_1 に従って移動導波管部 2 5 0 を球面座標系 P_2 上で移動することができ、移動導波管部 2 5 0 の動きを照射ヘッド 2 2 0 の動きに追従させることができる。

次に、固定導波管部 2 4 0 について説明する。すなわち、固定導波管部 2 4 0 は、移動導波管部 2 5 0 で用いた直線形導波管と同様の導波管、図 3 3 に示す両端にフランジ 2 4 1, 2 4 2 が設けられた E ベント形導波管 2 4 3、図 3 4 に示す両端にフランジ 2 4 4, 2 4 5 が設けられた H ベント形導波管 2 4 5、移動導波管部 2 5 0 で用いたロータリ R F カプラ 2 5 3, 2 5 4, 2 5 5 と同様のロータリ R F カプラを含み、マイクロ波発振器 2 3 0 と移動導波管部 2 5 0 とを連結する。図 2 9 において、固定導波管部 2 4 0 は、マイクロ波発振器 2 3 0 の出力端から基台 2 1 2 内を通過してガイドレール 2 1 5 の端部 2 1 5 B 2 に設けた第 1 ロータリ R F カプラ 2 5 3

に接続されている。

次に、図 3 5 A 及び図 3 5 B を参照して、照射ヘッド 2 2 0 及びヘッド内導波管部 2 6 0 について説明する。照射ヘッド 2 2 0 は、図 2 9 で説明したように、治療用放射線発生部 2 2 1、周回移動機構 2 2 2、ジンバル機構 2 2 3 を有すると共にヘッド内導波管部 2 6 0 を付設している。なお、図 3 5 A 及び図 3 5 B においては、図面に周回移動機構 2 2 2 は現れない。ジンバル機構 2 2 3 のフレーム 2 2 3 A に直行 2 方向に首振りさせるサーボ機構 2 2 3 B、2 2 3 C が設けられており、周回移動機構で位置決めされた位置で、フレーム 2 2 3 A 全体を首振りさせる。フレーム 2 2 3 A には、電子銃 2 2 1 A、C バンド定在波線形加速器の如き加速器 2 2 1 B、ターゲット 2 2 1 C、コリメータ 2 2 1 D 及び加速器 2 2 1 B に連結される真空ポンプ 2 2 1 E が搭載されている。

このような治療用放射線発生部 2 2 1 は、電子銃 2 2 1 A から発射した電子線を加速器 2 2 1 B より加速して、該加速した電子線をターゲット 2 2 1 C に衝突させて放射線を発生させ、また該放射線をコリメータ 2 2 1 D で成形して、治療用放射線を照射ヘッド 2 2 0 から図示しない患者に照射する。

上記において加速器 2 2 1 B にはヘッド内導波管部 2 6 0 が接続されている。このヘッド内導波管部 2 6 0 は、R F 窓 2 6 2 を内部に有し且つ一端側が加速器 2 2 1 B に接続されたロータリ R F カプラ 2 6 1 を有する。このロータリ R F カプラ 2 6 1 の他端側には、ベンド形導波管 2 6 3 が接続さ

れている。RF窓262を内部に有するロータリRFカップラ261及びベンド形導波管263は、ジンバル機構223のフレーム223Aに搭載されている。また、周回移動機構側には、導波管265, 266, 267が設けられ、導波管267は移動導波管部250の第3ロータリRFカップラ255に接続されている。ここにジンバル機構223のフレーム223Aに搭載されたベンド形導波管263と、周回移動機構側に設けられた導波管265とは、詳細を図35に示すフランジ264A, 264Bを有するフレキシブル導波管264により連結されている。なお、図33, 図34, 図36におけるフランジは、図37に示すフランジ268を用いることができる。なお、ヘッド内導波管部260においても、曲った伝送路を構成する場合には、図33に示す両端にフランジ241, 242が設けられたEベント形導波管243、図34に示す両端にフランジ244, 245が設けられたHベント形導波管245を用いることができる。

図29に示す、寝台部270は、患者272を載置しつつZ方向（垂直方向）と、X, Y方向（水平方向）とのうち少なくとも一方に移動する天板271を有する。この天板271の移動は、寝台部270に備わる図示しない移動機構により行われる。

図29に示す、システム制御卓280は、傾動機構213, 214、照射ヘッド220の治療用放射線発生部221、周回移動機構222、ジンバル機構223、マイクロ波発振器230及び寝台部270を、自動又は手動により制御する。

以上のように構成された本実施形態の放射線治療装置によれば、次のような効果がある。すなわち、重量物であるマイクロ波発振器 230 を治療室 200 の床に設置して軽量化された照射ヘッド 220 を実現し且つ特徴的な支持移動機構 210 との組合せにより、照射ヘッド 220 を、治療室 200 の空間上で規定される球面座標系 P1 上での任意位置に移動することが可能となる。

また、本実施形態の放射線治療装置によれば、照射ヘッド 220 が移動する球面座標系 P1 に従って移動導波管部 250 を球面座標系 P2 上で移動することができ、移動導波管部 250 の動きを照射ヘッド 220 の動きに追従させることができ、任意の位置における照射ヘッド 220 に対しマイクロ波電力を容易に供給することができる。

さらに、移動導波管部 250 は、第 1, 第 2 直線形導波管 251, 252 と、第 1, 第 2, 第 3 ロータリ RF カプラ 253, 254, 255 とによりパンタグラフ機構を構成しているので、第 2 ロータリ RF カプラ 254 を中心に第 1 直線形導波管 251 と第 2 直線形導波管 252 とを容易に開閉し且つ移動量を吸収することができ、患者 272 への干渉を未然に防止とすることができる。

また、固定導波管部 240 及びヘッド内導波管部 260 は、直線形導波管と共に E ベント形導波管 243、H ベント形導波管 245、ロータリ RF カプラ 253, 254, 255 と同様のロータリ RF カプラを用いて構成しているので、曲がった伝送路を最短距離で形成することができ、小型化に寄与

するものとなる。

さらに、ロータリ R F カプラ 2 5 4 の第 1 筒体 2 5 4 A と第 2 筒体 2 5 4 B との間には磁性シール機構 2 5 4 E を設けていることにより、従来の O リングに比べて、摩耗に伴うリーク発生を抑制することができ、また劣化に伴う交換サイクルを延ばすことができる。

また、ヘッド内導波管部 2 6 0 におけるジンバル機構 2 2 3 に搭載されるベンド形導波管 2 6 3 と、周回移動機構側に設けられた導波管 2 6 5 とは、フレキシブル導波管 2 6 4 により連結しているので、ジンバル機構 2 2 3 によりベンド形導波管 2 6 3 を含む治療用放射線発生部 2 2 1 が首振り動作により微小角変位しても、この首振り動作の伴う治療用放射線発生部 2 2 1 の位置ずれは容易にフレキシブル導波管 2 6 4 により吸収することができる。これにより、治療用放射線発生部 2 2 1 に所定のマイクロ波電力を供給しつつジンバル機構 2 2 3 により、照射ヘッド 2 2 0 を円滑に疑似ノンアイソセントリックな回転をさせることが可能となる。

(第 6 実施形態)

次に、図 3 8 及び図 3 9 を参照して本発明の第 6 実施形態に係る放射線治療装置を説明する。図 3 8 及び図 3 9 においては、図 2 9 ～図 3 7 と同一部分には同一符号を付してその説明は省略する。

第 6 実施形態に係る放射線治療装置は、移動導波管部 2 5 0 におけるパンタグラフ機構を一層活用するために、支持移動機構 2 1 0 における一对の傾動機構 2 1 3, 2 1 4 を治療

室 2 0 0 の天井 2 0 3 と床 2 0 4 とに配置した構成である。

このように構成することにより、第 5 実施形態に係る放射線治療装置と同様の作用効果を奏する他に、移動導波管部 2 5 0 の第 1 , 第 2 直線形導波管 2 5 1 , 2 5 2 は天井 2 0 3 と床 2 0 4 との間で開閉するようになり、患者 2 7 2 かに天井 2 0 3 方向に照射ヘッド 2 2 0 を待避させることができ、患者への干渉及び圧迫感を抑制することができる。なお、この構成においては、固定導波管部 2 4 0 を天井 2 0 3 及び壁に沿い又は天井 2 0 3 及び壁に埋め込んで配置することができる、治療室 2 0 0 をより治療のために活用することができる上に、医師、技師、看護師への衝突等を未然に防止することができる、また治療効率の向上が図られる。

なお、第 5 , 第 6 実施形態の放射線治療装置においても、第 1 ～第 4 実施形態における X 線 C T 装置、M R I 装置等の画像取得装置を組み合わせることができ、第 1 ～第 4 実施形態と同様に、取得した患部画像により照射野を位置決めすることができる。この場合、制御卓 2 8 0 により放射線治療装置と画像取得装置とを連携することができる。

産業上の利用の可能性

以上のように本発明によれば、優れた治療性能を有する放射線治療装置を提供することが可能となる。

請 求 の 範 囲

1. 線形加速器及びこの線形加速器に一端部が電磁氣的に接続されるヘッド内導波管部を有する照射ヘッドと、

この照射ヘッドを予め定めた第1球面座標上で支持し且つ移動させる支持移動機構と、

前記照射ヘッドに供給すべきマイクロ波を発生する、静止位置に配置されるマイクロ波発振器と、

一端部が前記マイクロ波発振器に電磁氣的に接続され、他端部が前記支持移動機構上に位置する固定導波管部と、

一端部が前記支持移動機構上に位置する前記固定導波管部の他端部に電磁氣的に接続され、他端部が前記ヘッド内導波管部の他端部に電磁氣的に接続される移動導波管部と

を具備する放射線治療装置。

2. 前記移動導波管部は前記第1球面座標に従う第2球面座標で移動する手段を備える請求項1の放射線治療装置。

3. 前記ヘッド内導波管部、前記固定導波管部及び前記移動導波管部は、導波管及びロータリRFカップラを含む請求項1の放射線治療装置。

4. 前記移動導波管部は、前記照射ヘッドの移動に従って開閉動作する導波管及びロータリRFカップラを含むパンタグラフ機構を備える請求項1の放射線治療装置。

5. 前記パンタグラフ機構は、前記照射ヘッドからの治療用放射線が照射される患者から離れる方向に閉じる手段を備える請求項4の放射線治療装置。

6. 前記固定導波管部は、治療室の天井及び壁に沿って配

置される請求項 5 の放射線治療装置。

7. 前記ヘッド内導波管部及び前記固定導波管部のうち少なくとも一つは、ベンド導波管を含む請求項 1 の放射線治療装置。

8. 前記ヘッド内導波管部及び前記固定導波管部のうち少なくとも一つは、フレキシブル導波管を含む請求項 1 の放射線治療装置。

9. 前記ロータリ R F カプラは、一端側に導波管が接続される第 1 筒体と、この第 1 筒体と同一の軸芯を持ち前記第 1 筒体の他端側に一端側が回転可能に組み合わされ且つ他端側に別の導波管が接続される第 2 筒体とを含む請求項 3 の放射線治療装置。

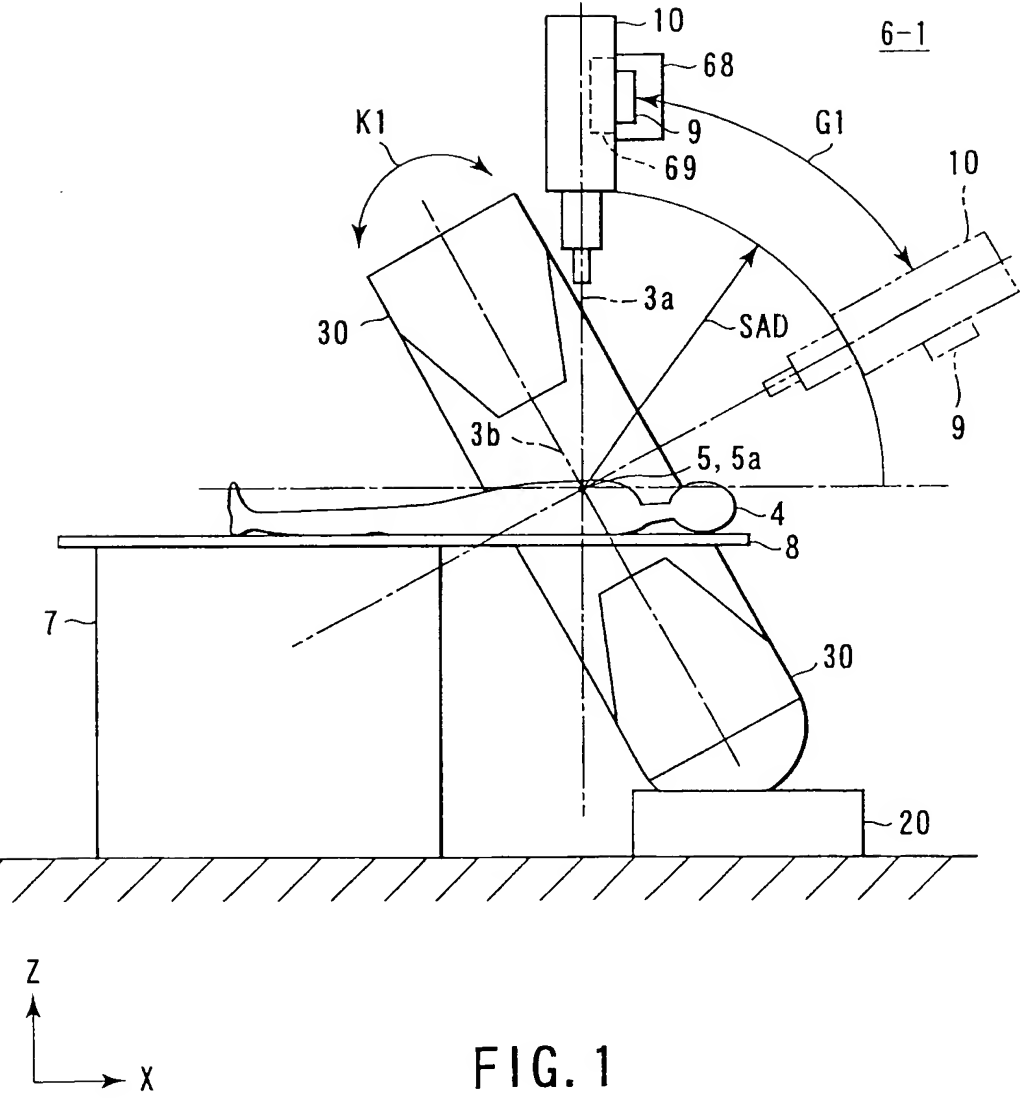
10. 前記ロータリ R F カプラは、内部の真空及び封入ガスのうち少なくとも一方をシールする磁気シールを含む請求項 3 の放射線治療装置。

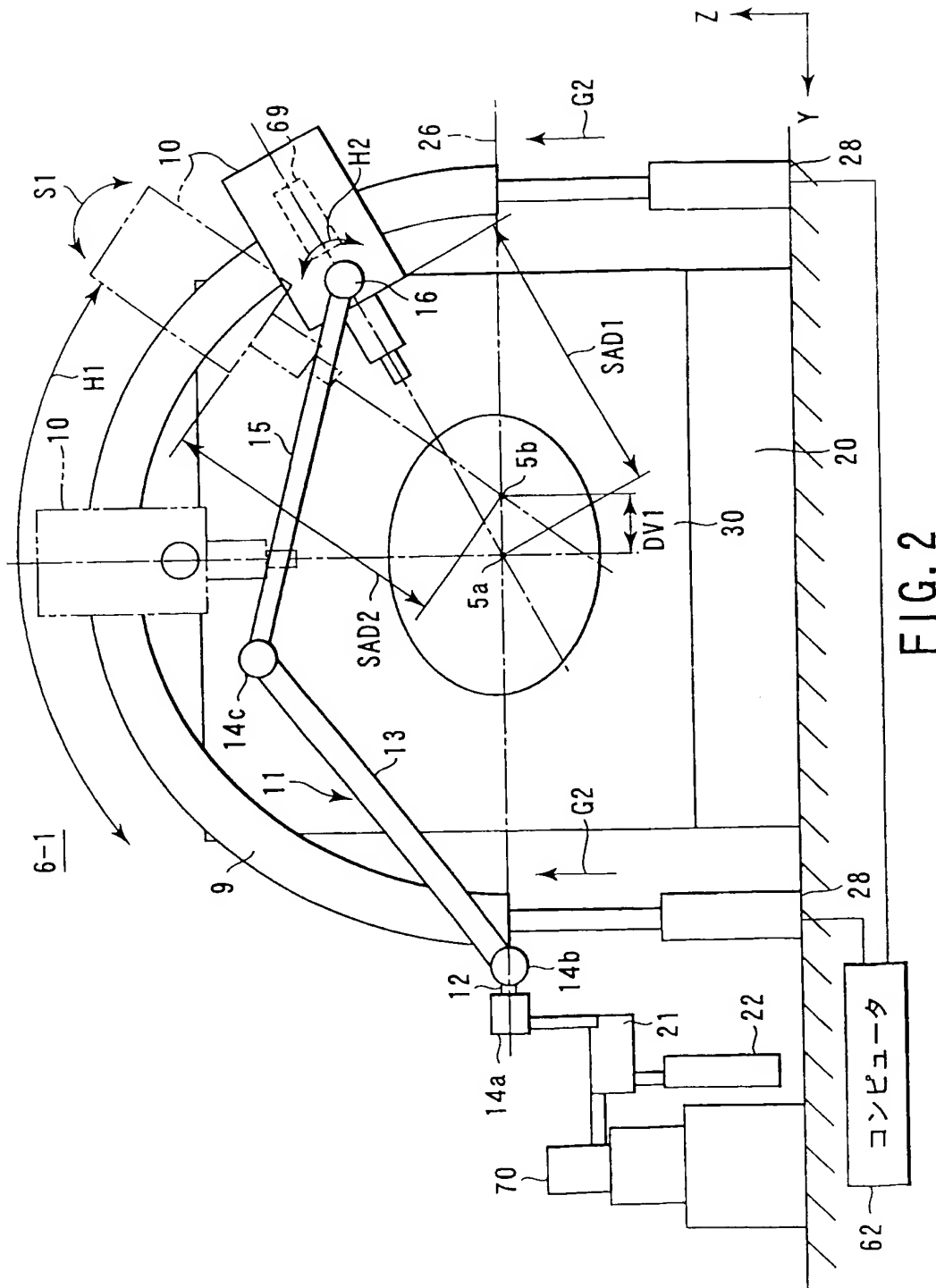
11. 前記照射ヘッドは、少なくとも直行 2 方向に首振りさせるジンバル機構を具備する請求項 1 の放射線治療装置。

12. 前記照射ヘッドをアイソセンタを中心に回転させるアイソセントリック回転機構と、

前記アイソセントリック回転機構により前記照射ヘッドを所定角回転した位置で前記照射ヘッドの首振りを行う疑似ノンアイソセントリック回転機構と、

を更に具備する請求項 1 の放射線治療装置。





3/30

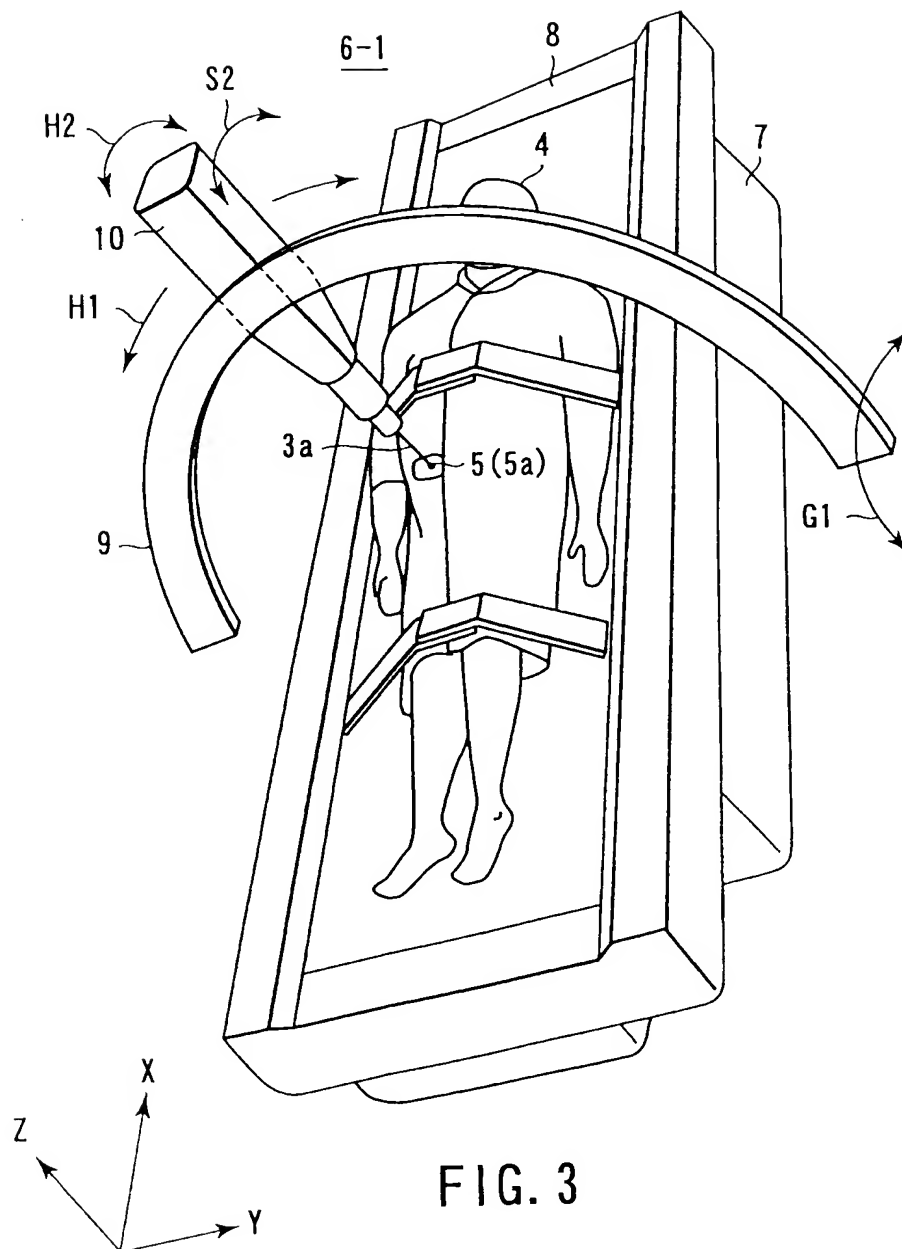


FIG. 3

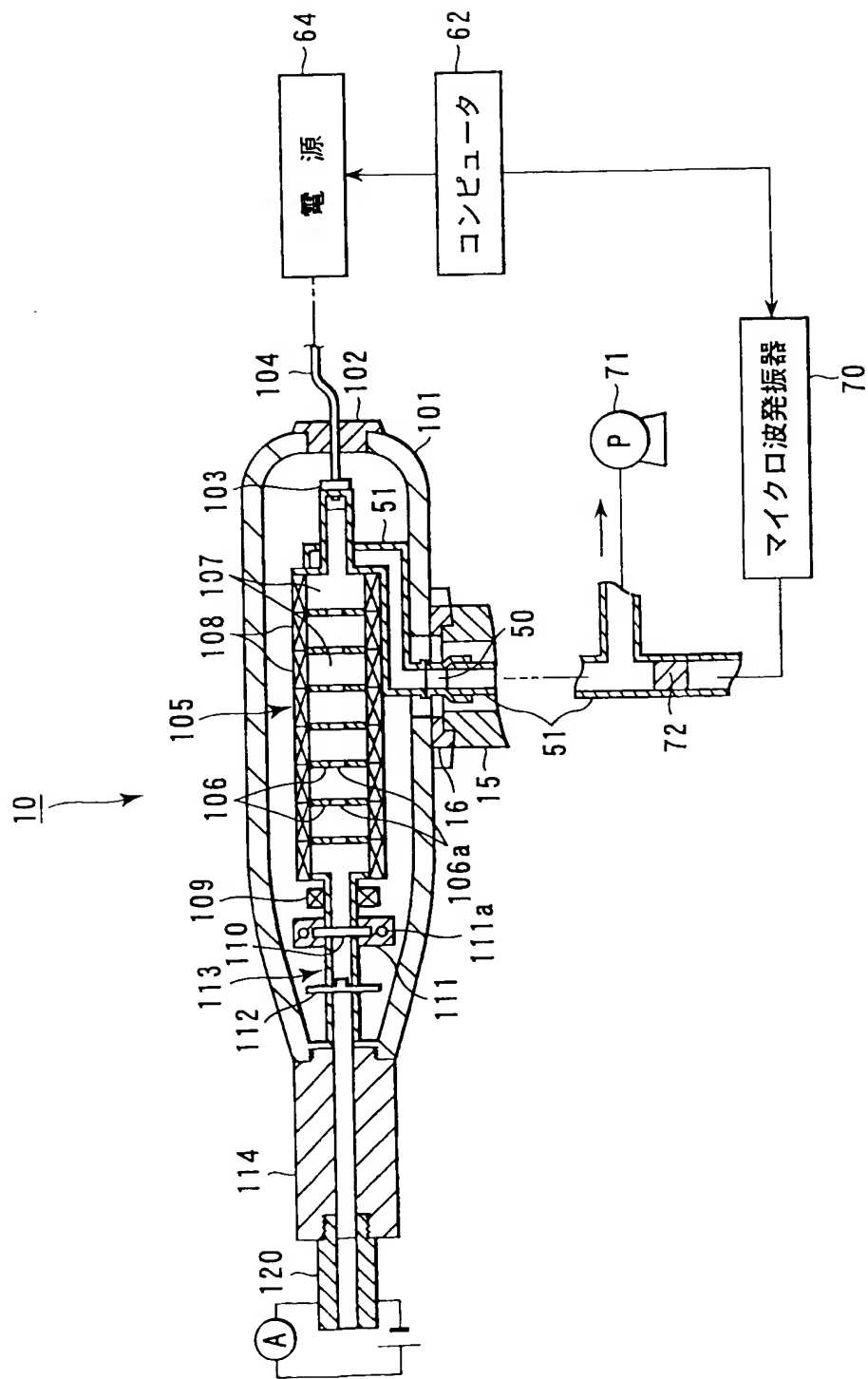


FIG. 4

5/30

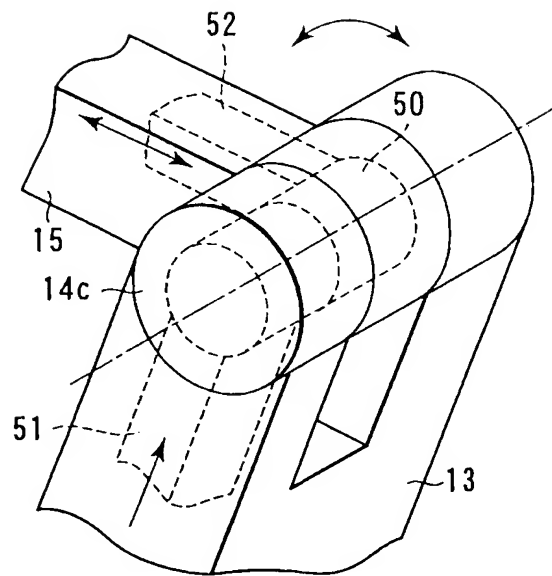


FIG. 5

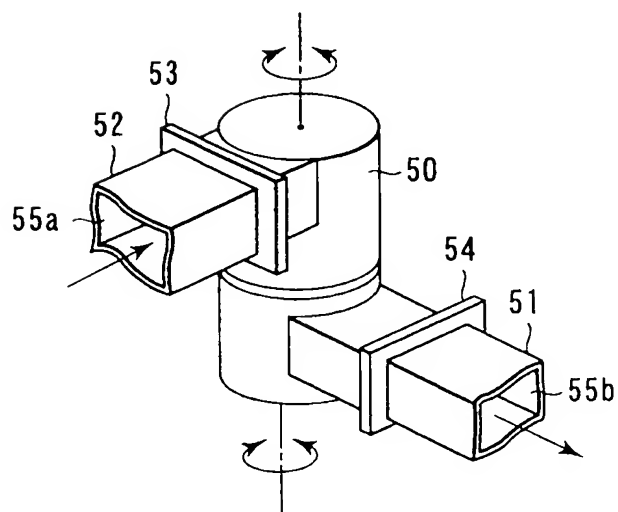


FIG. 6

6/30

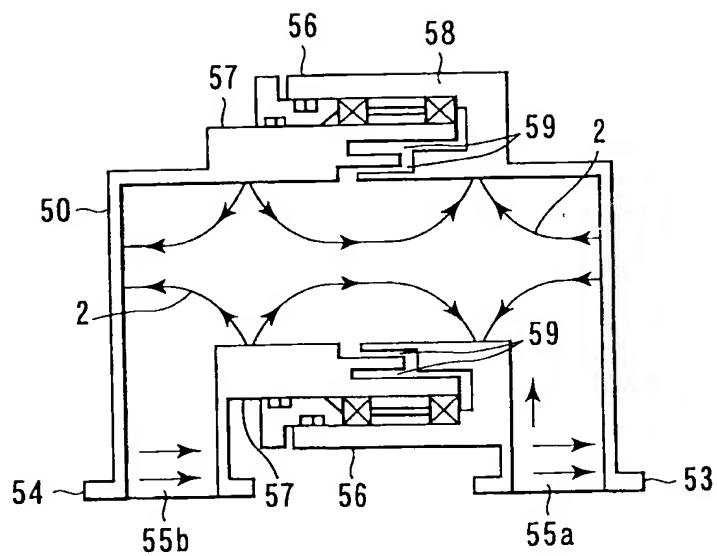


FIG. 7

7/30

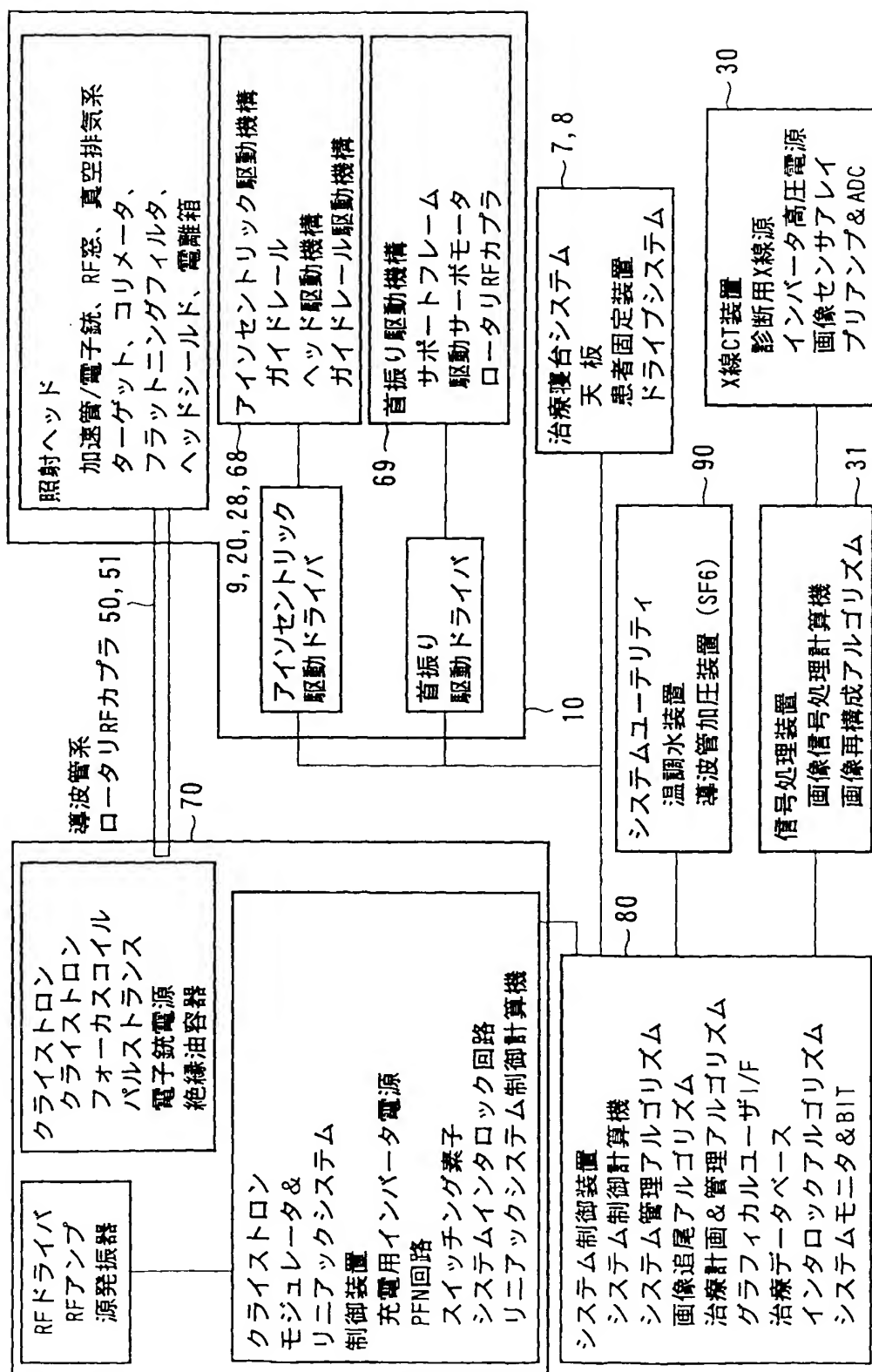


FIG. 8

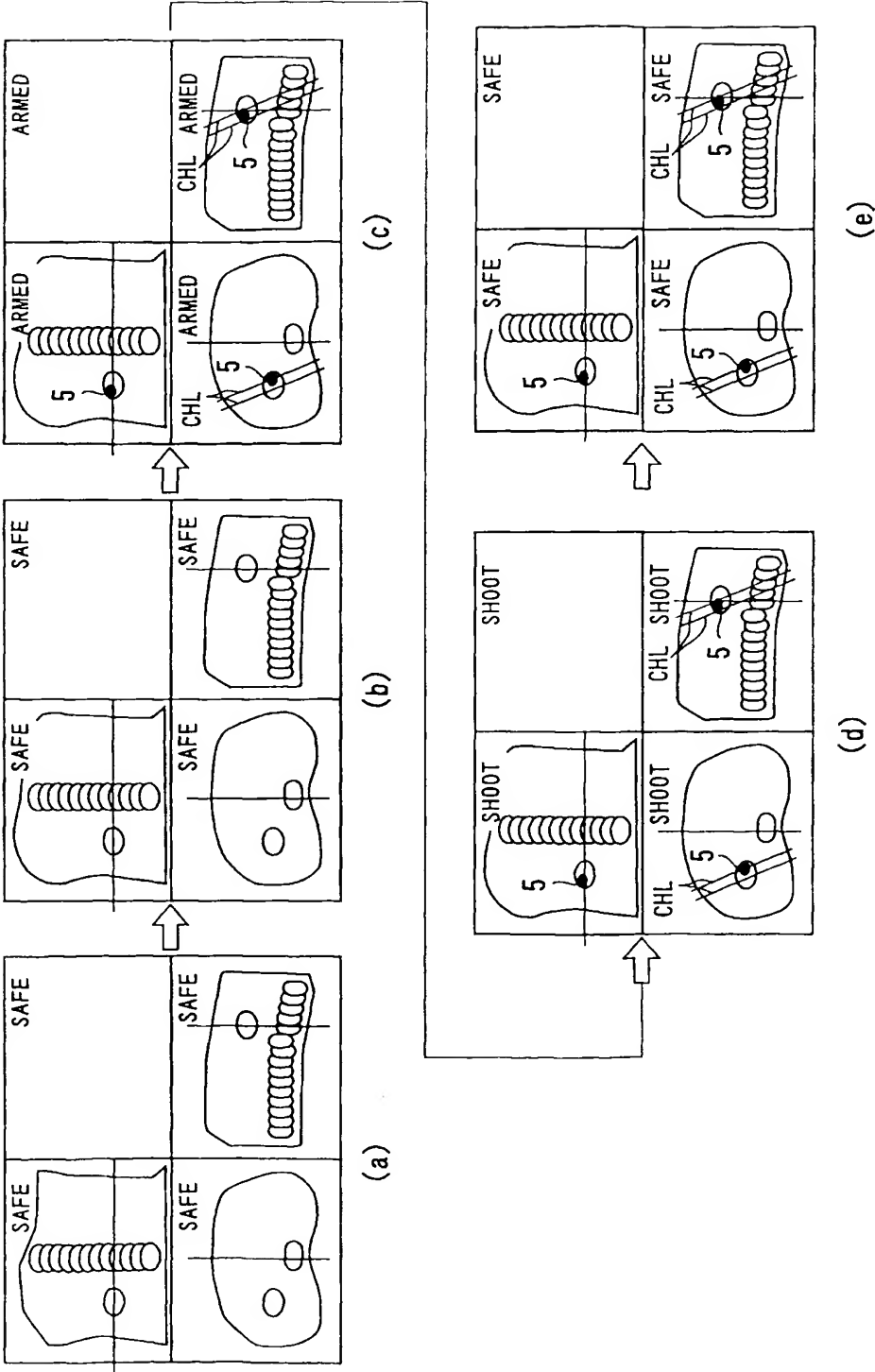
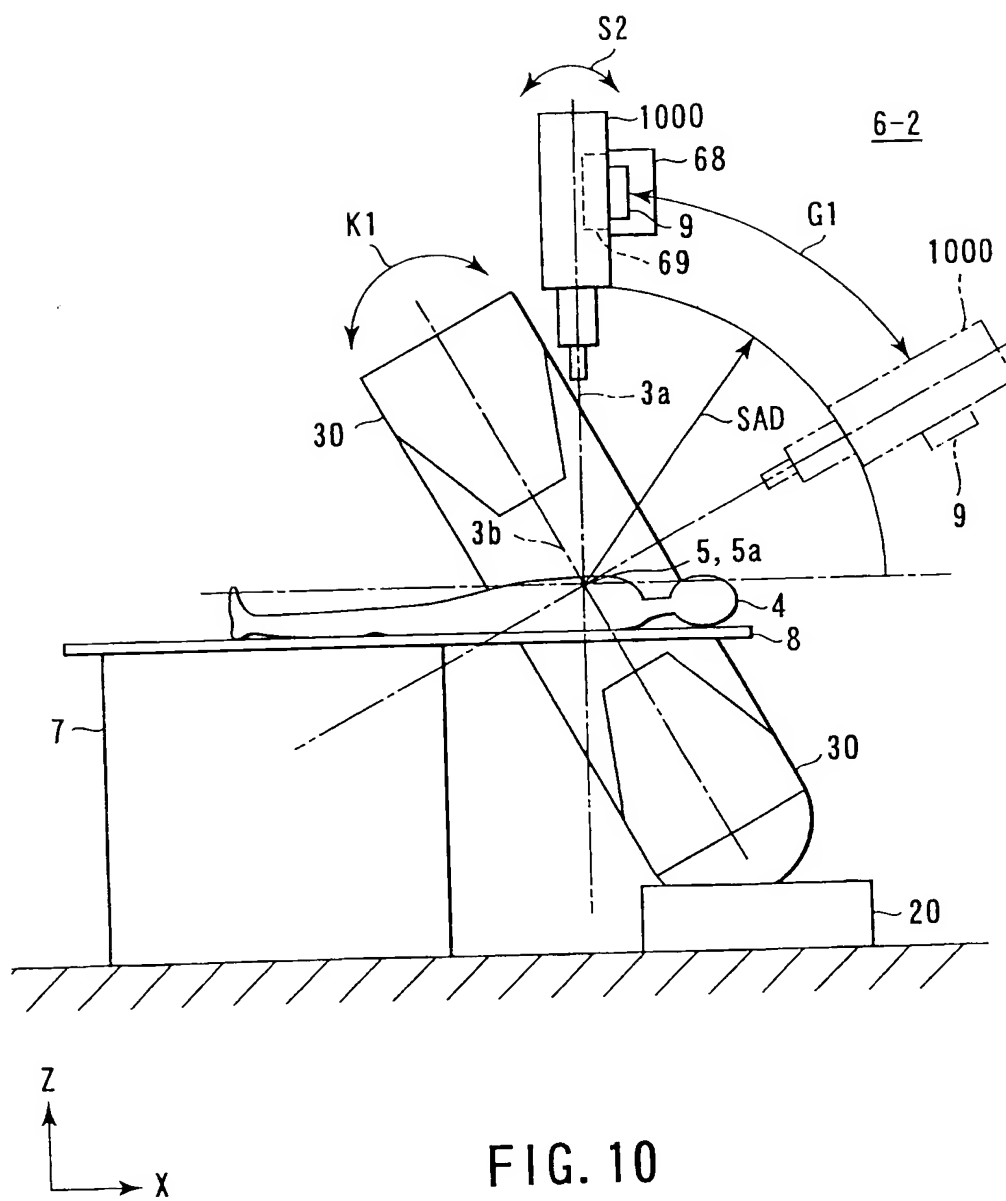
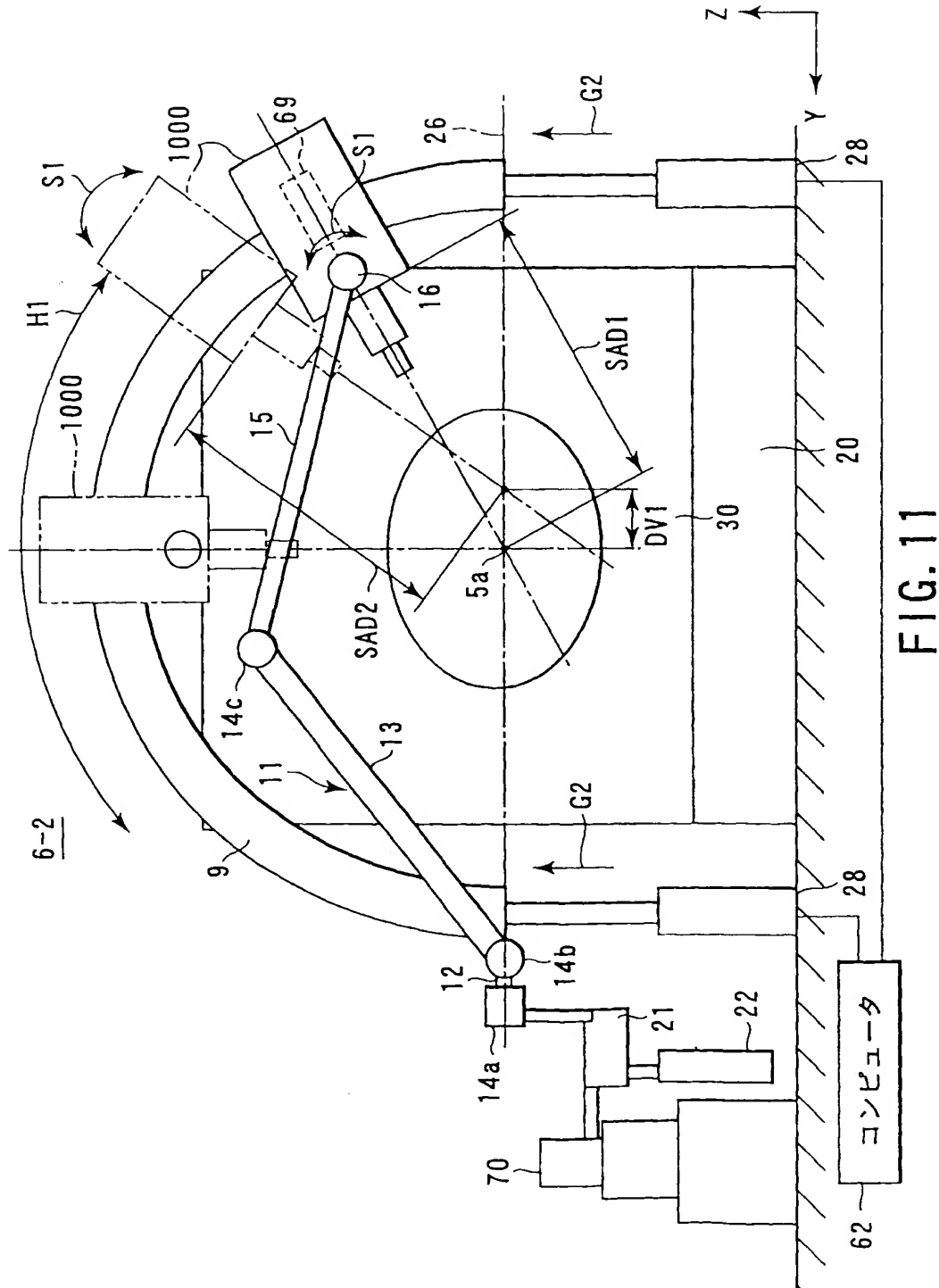


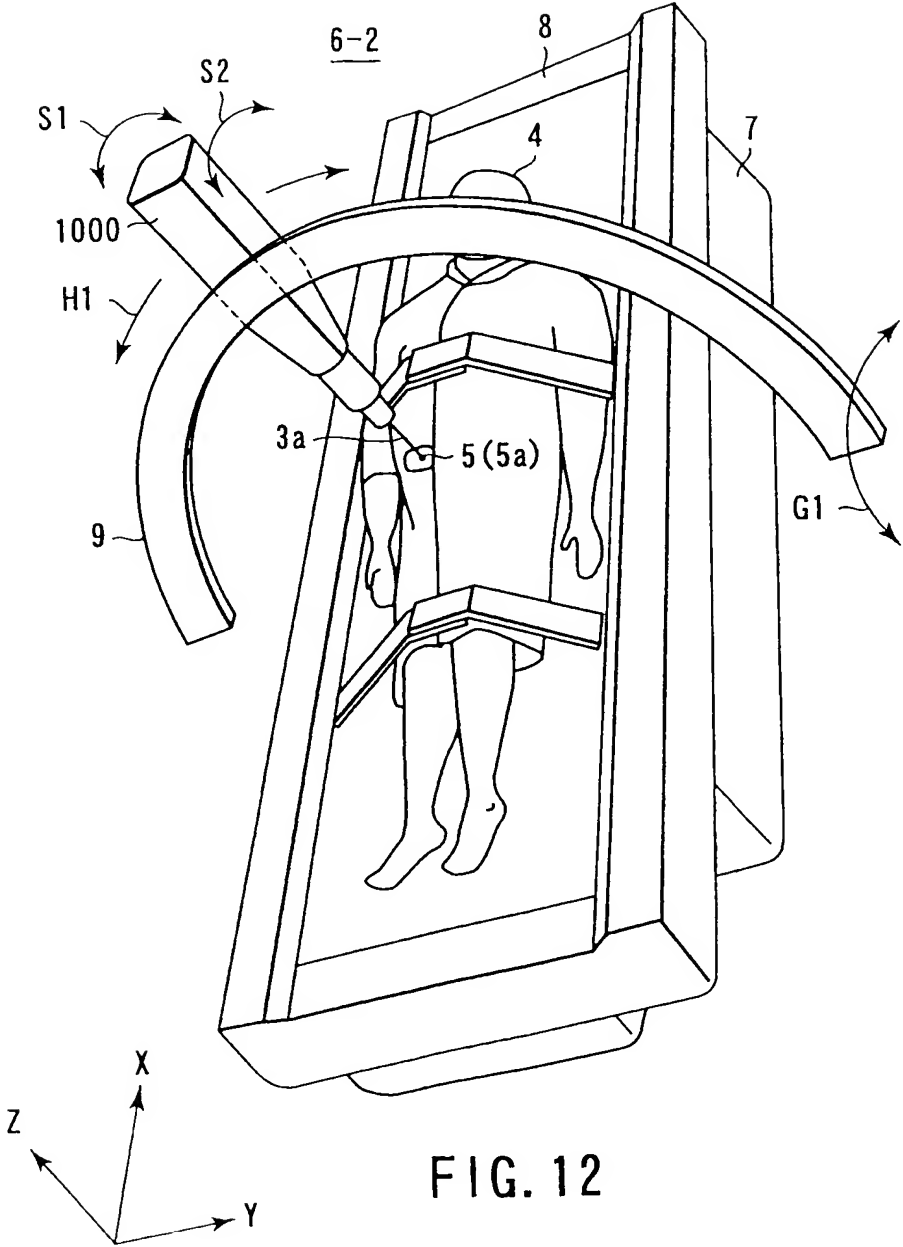
FIG. 9

9/30



10/30





12/30

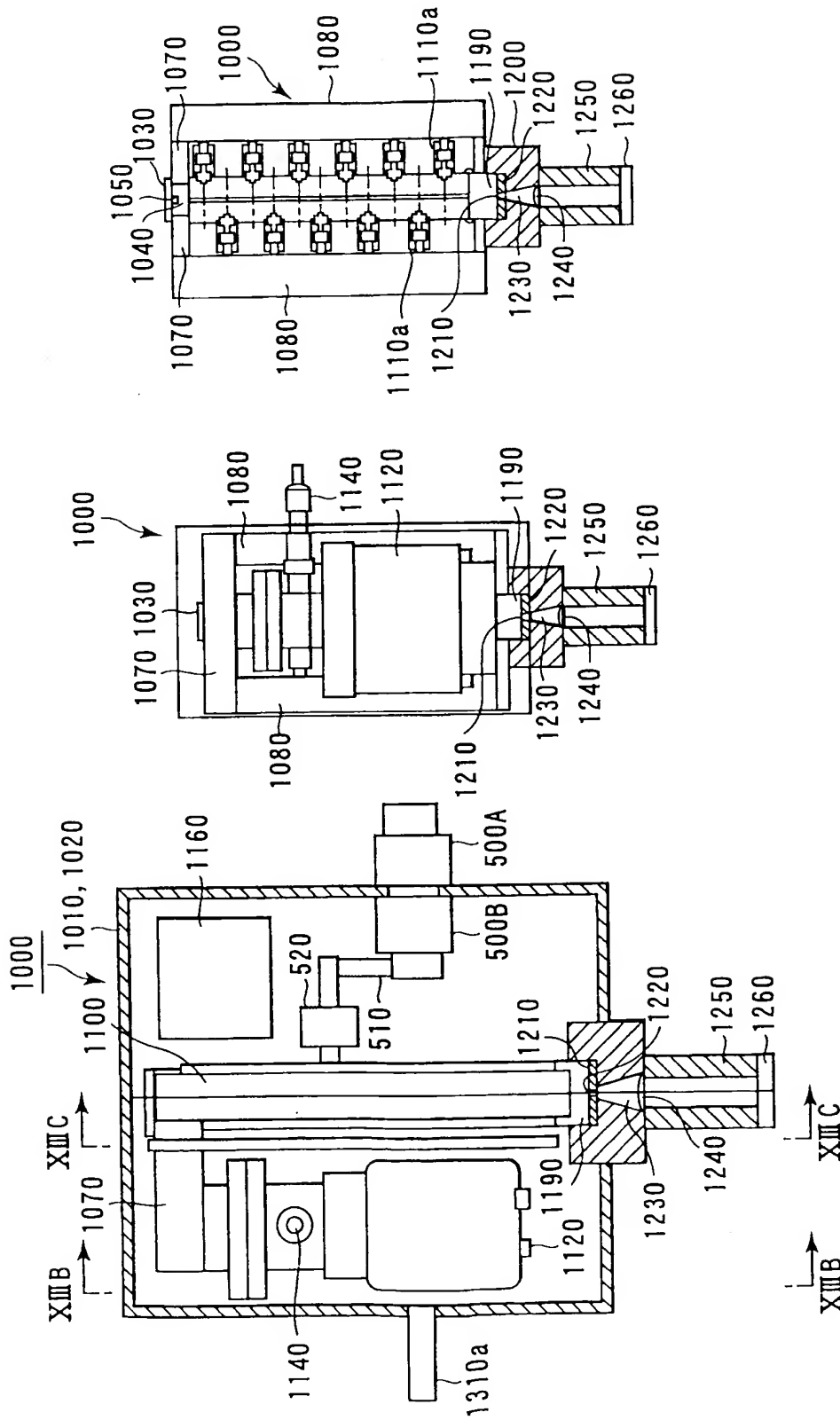


FIG. 13A

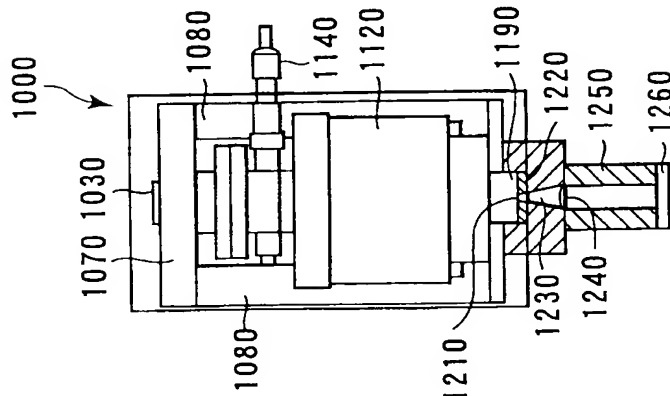


FIG. 13B

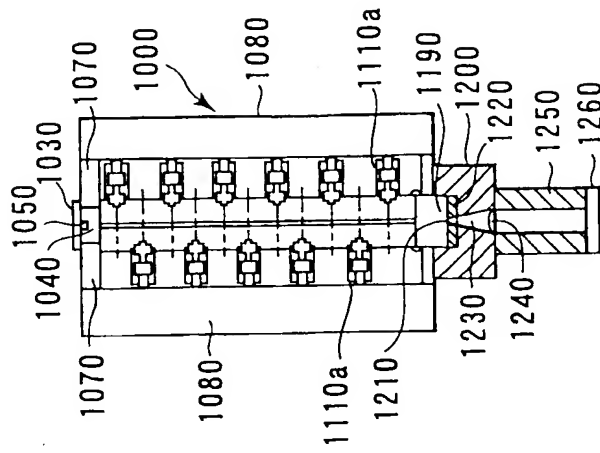


FIG. 13C

13/30

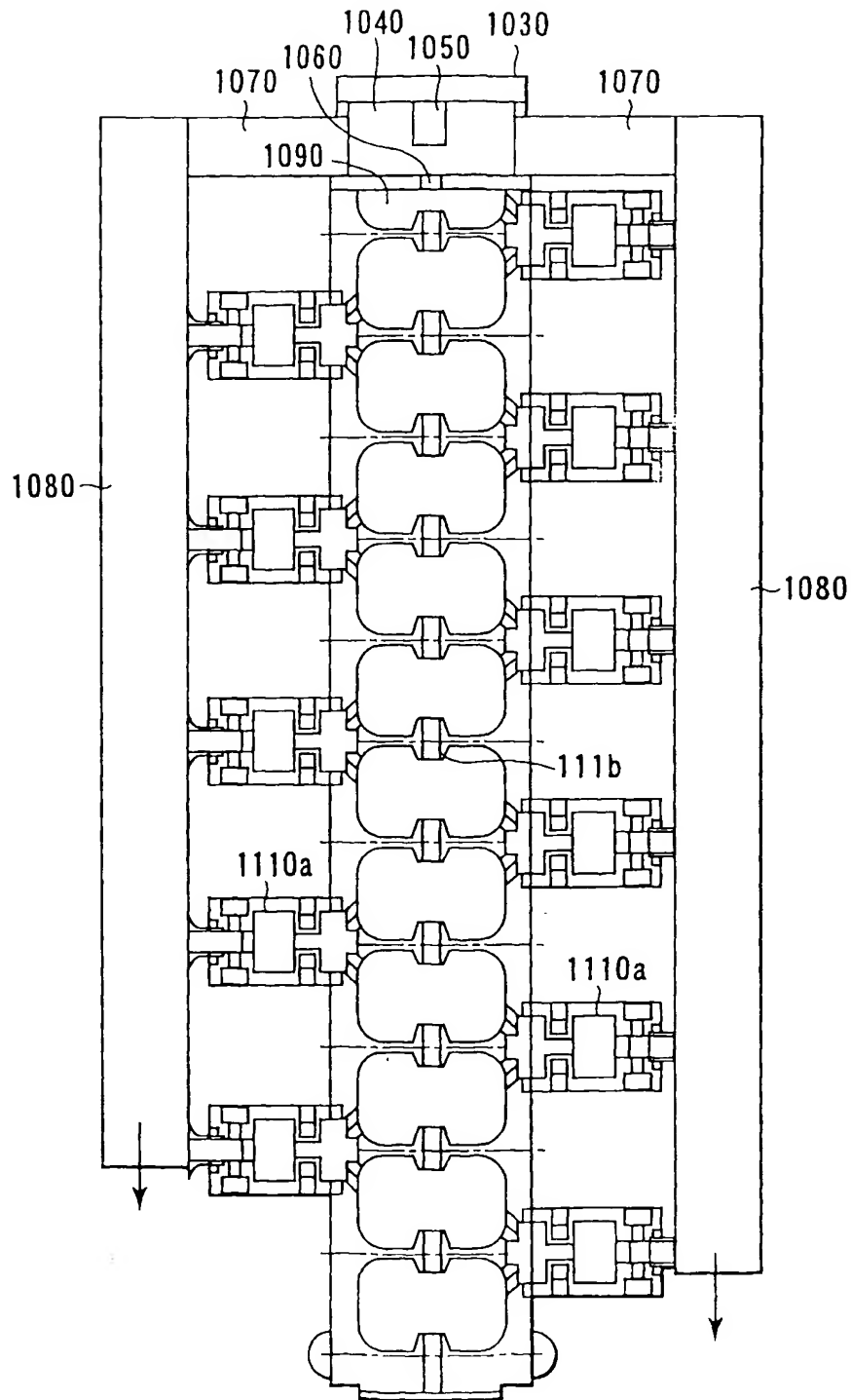
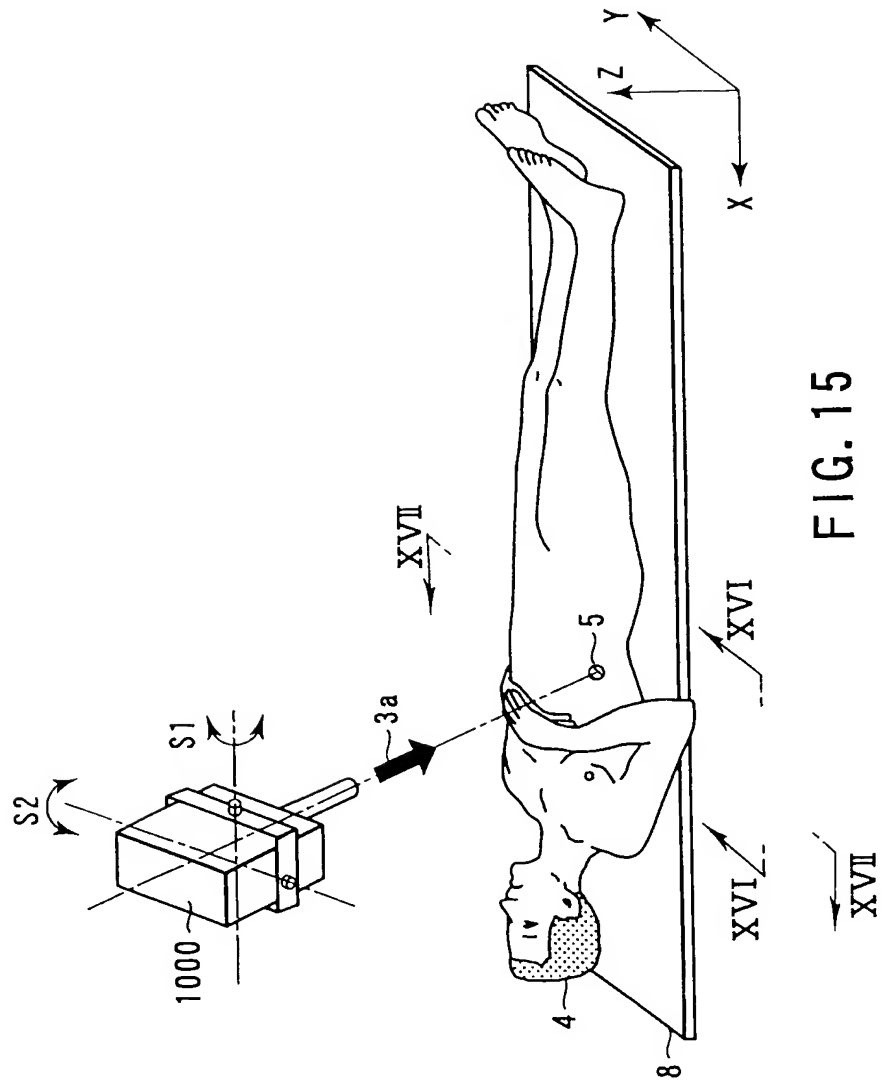


FIG. 14



15/30

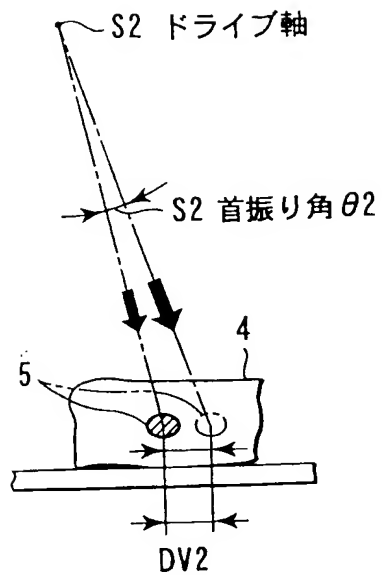


FIG. 16

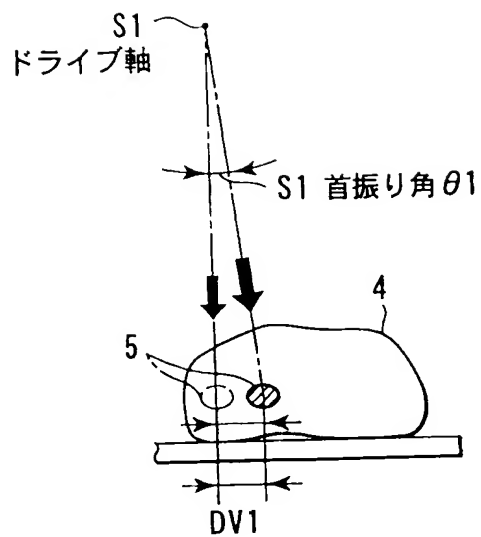


FIG. 17

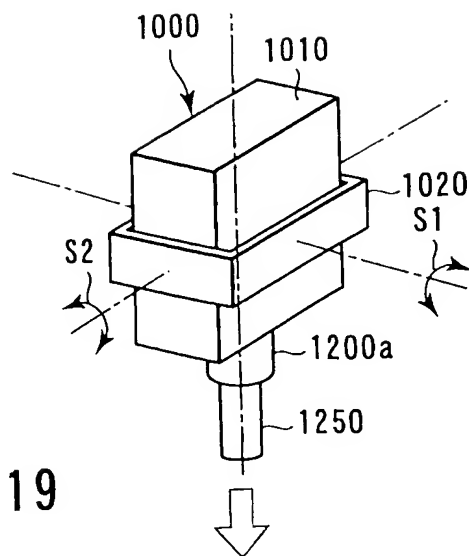


FIG. 19

治療用放射線の照射方向

16/30

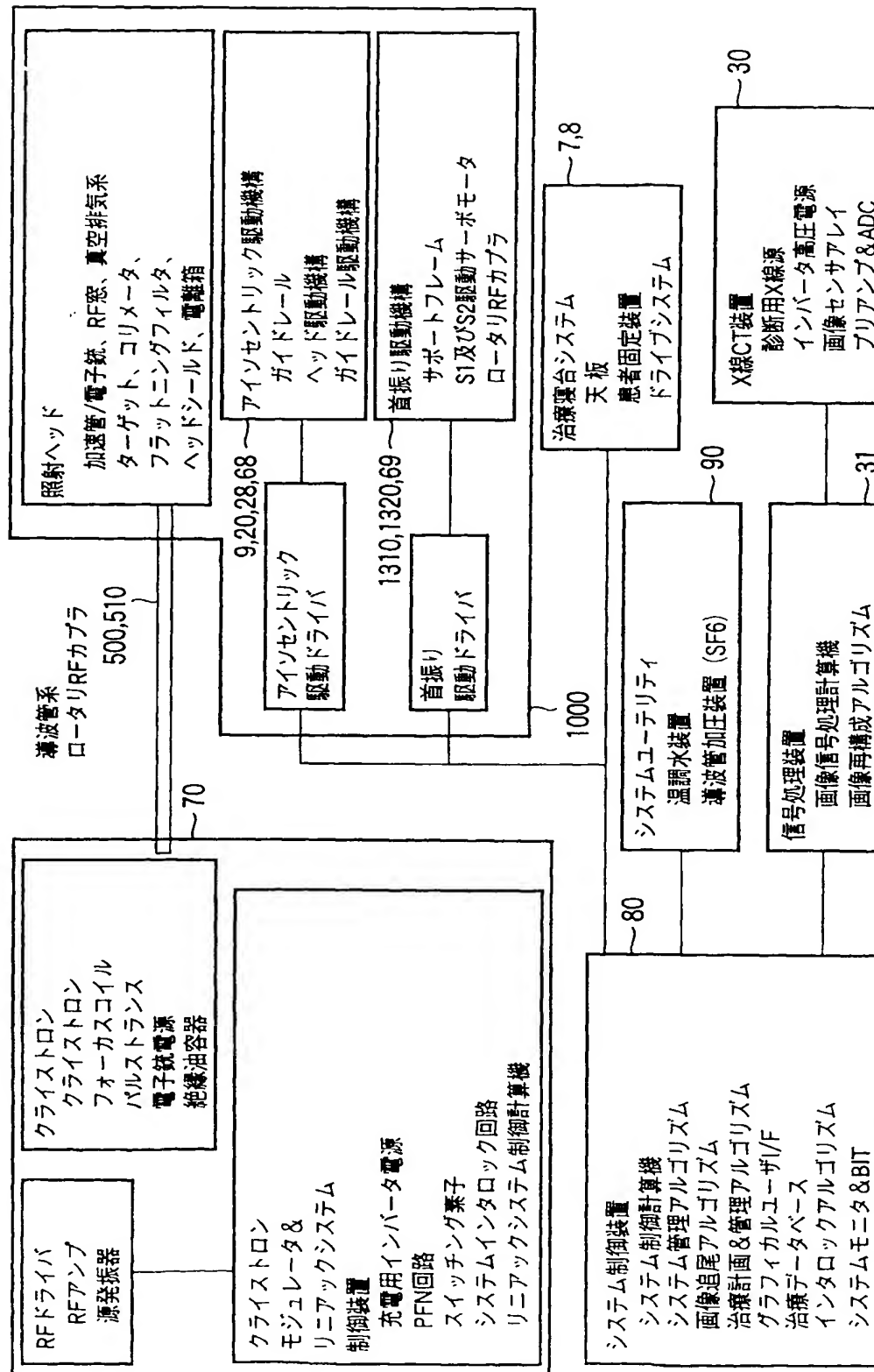


FIG. 18

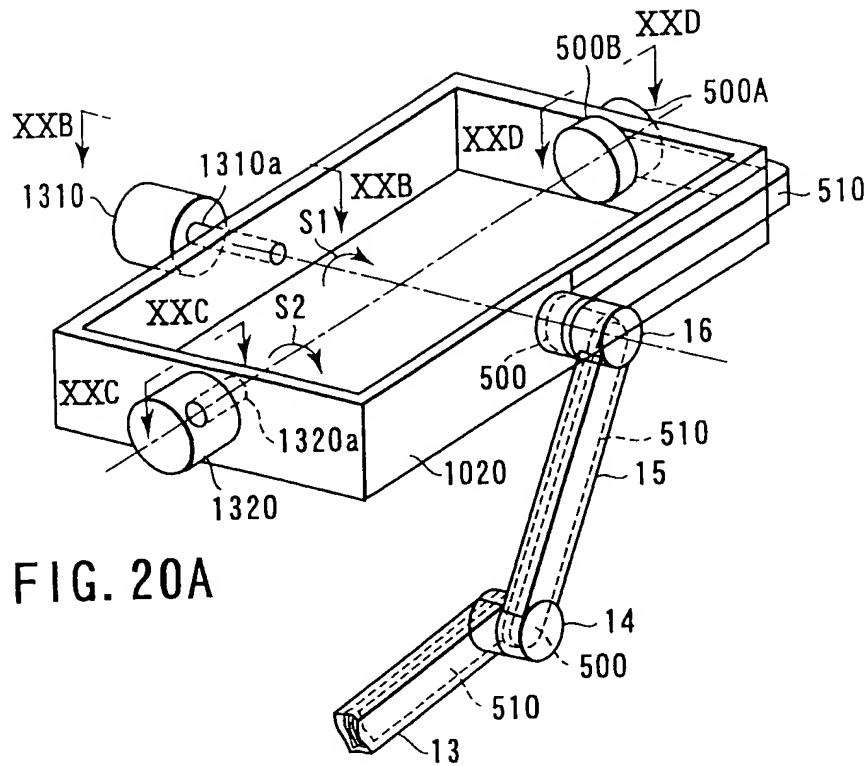


FIG. 20A

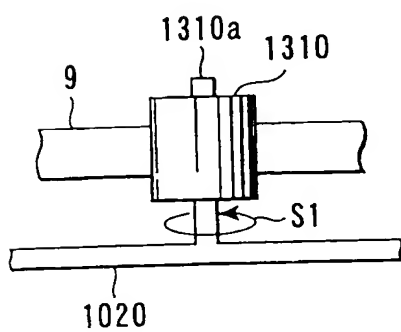


FIG. 20B

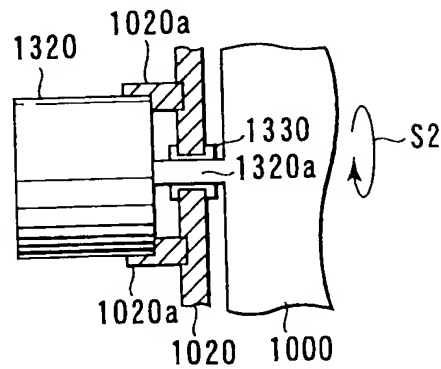


FIG. 20C

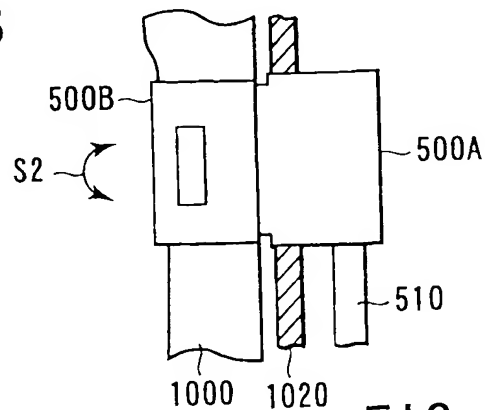


FIG. 20D

18/30

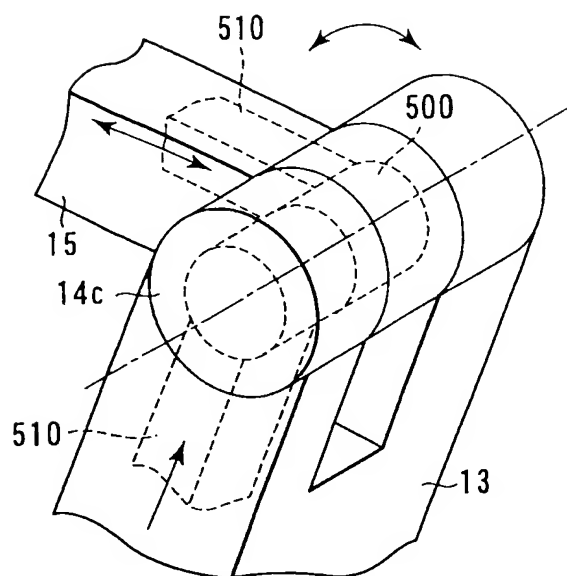


FIG. 21

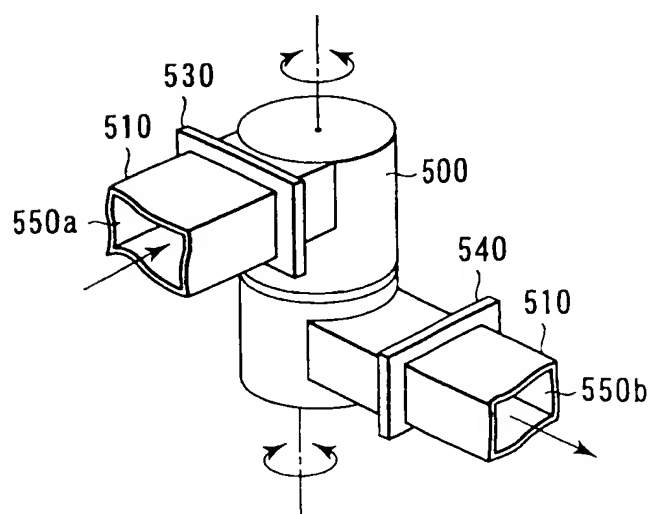


FIG. 22

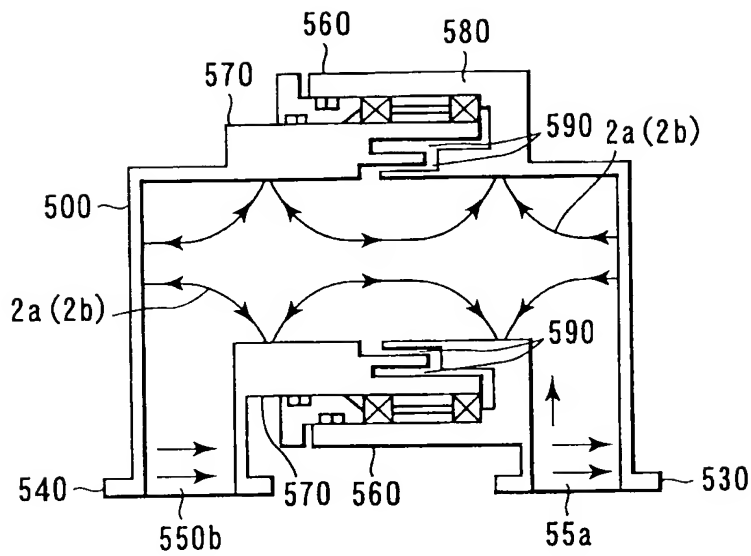


FIG. 23A

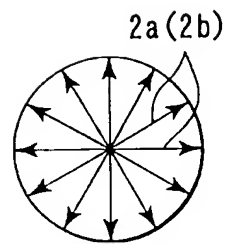


FIG. 23B

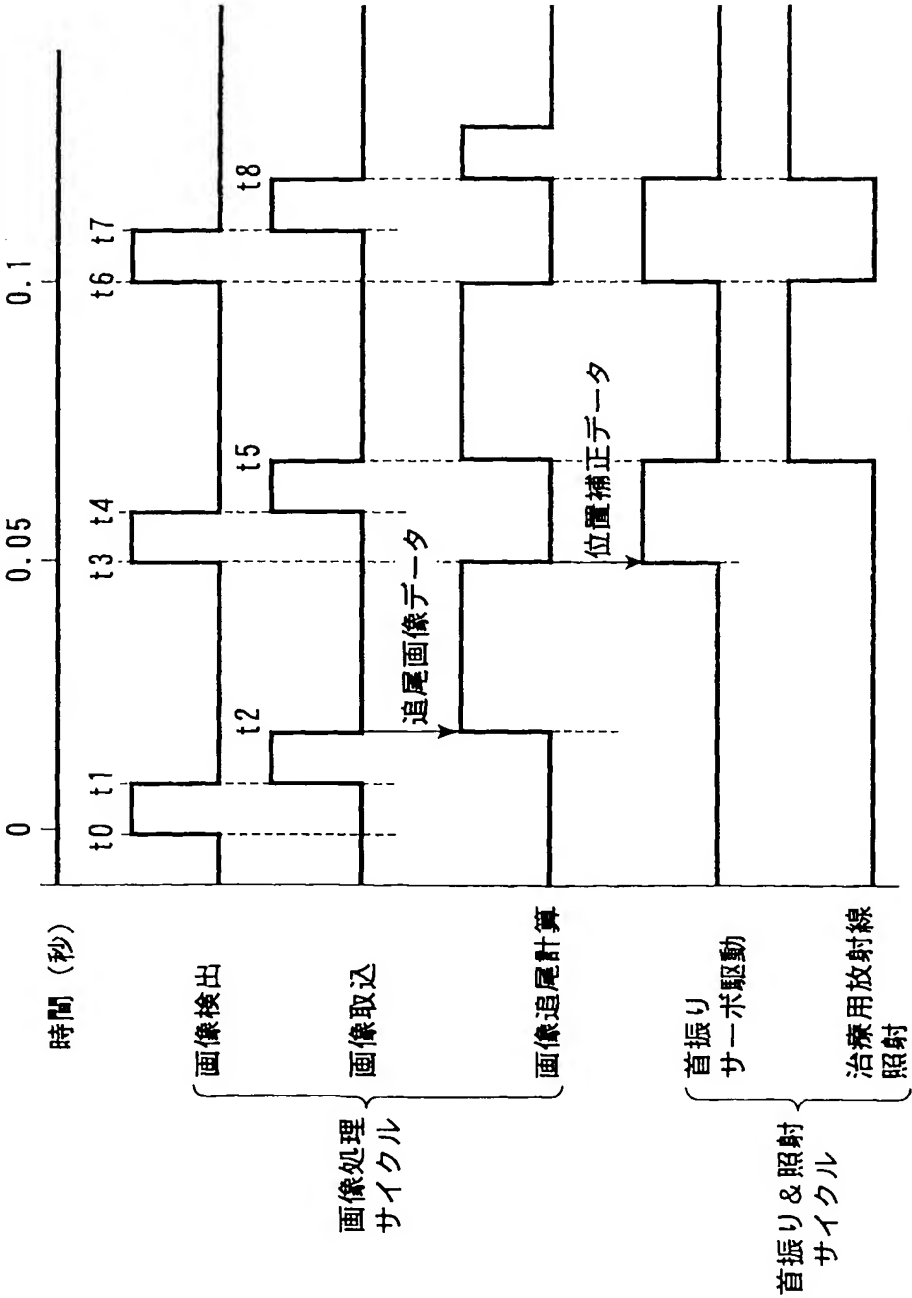


FIG. 24

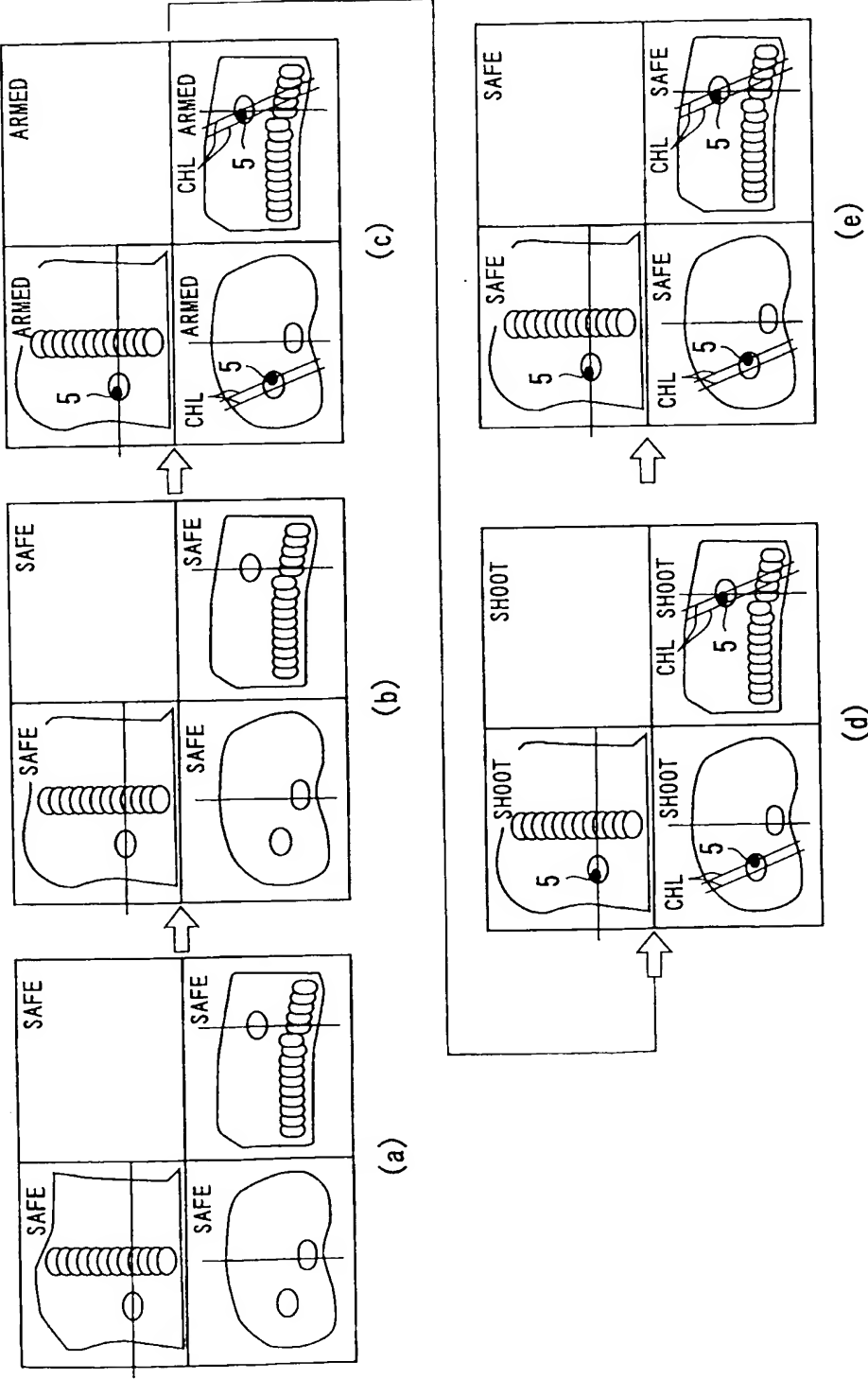


FIG. 25

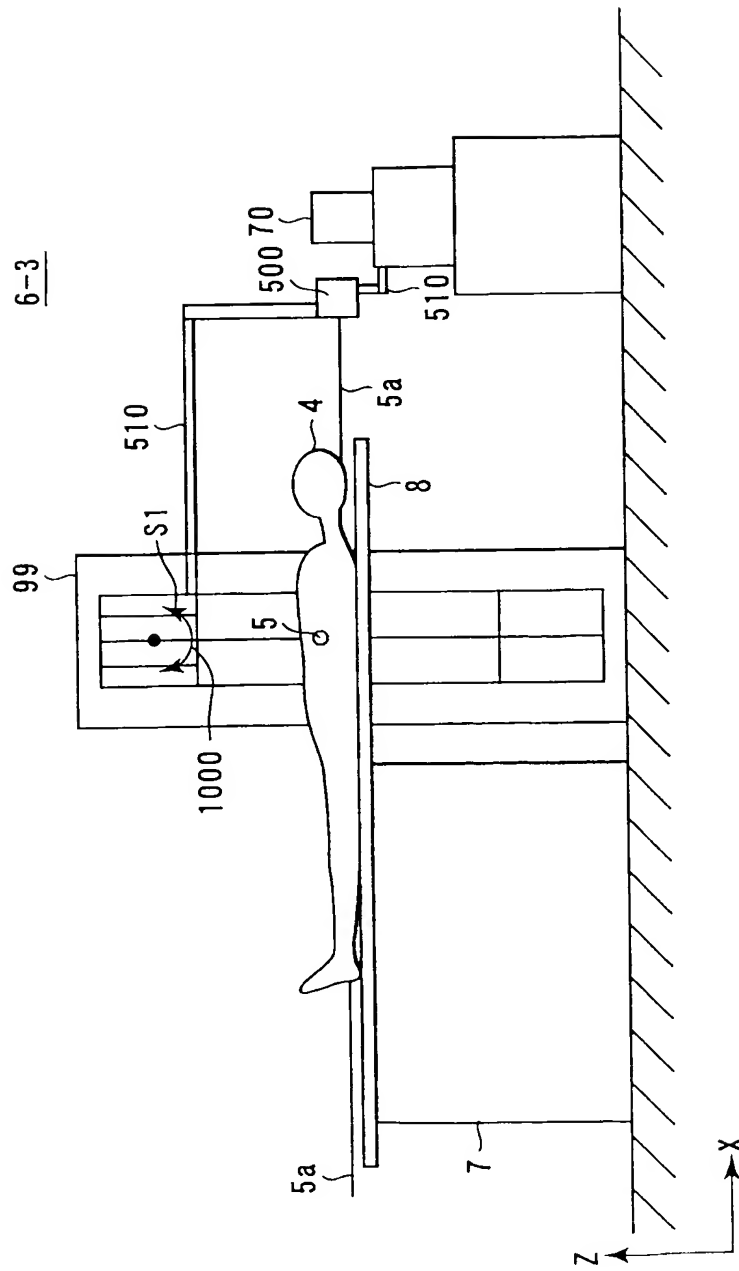


FIG. 26

23/30

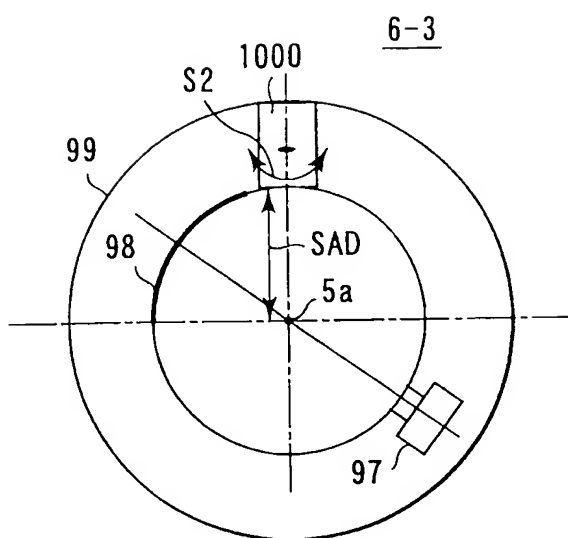


FIG. 27

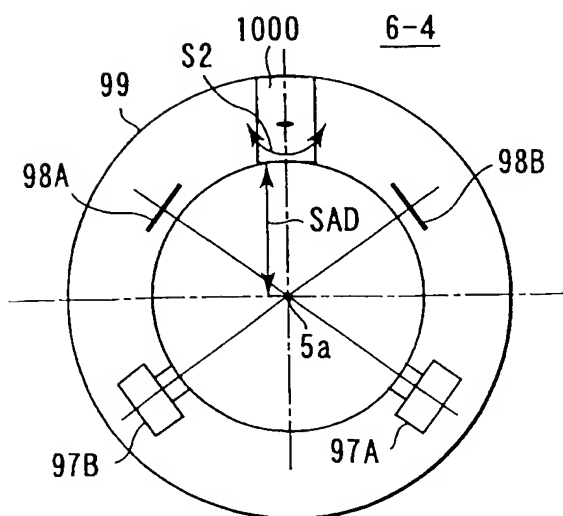
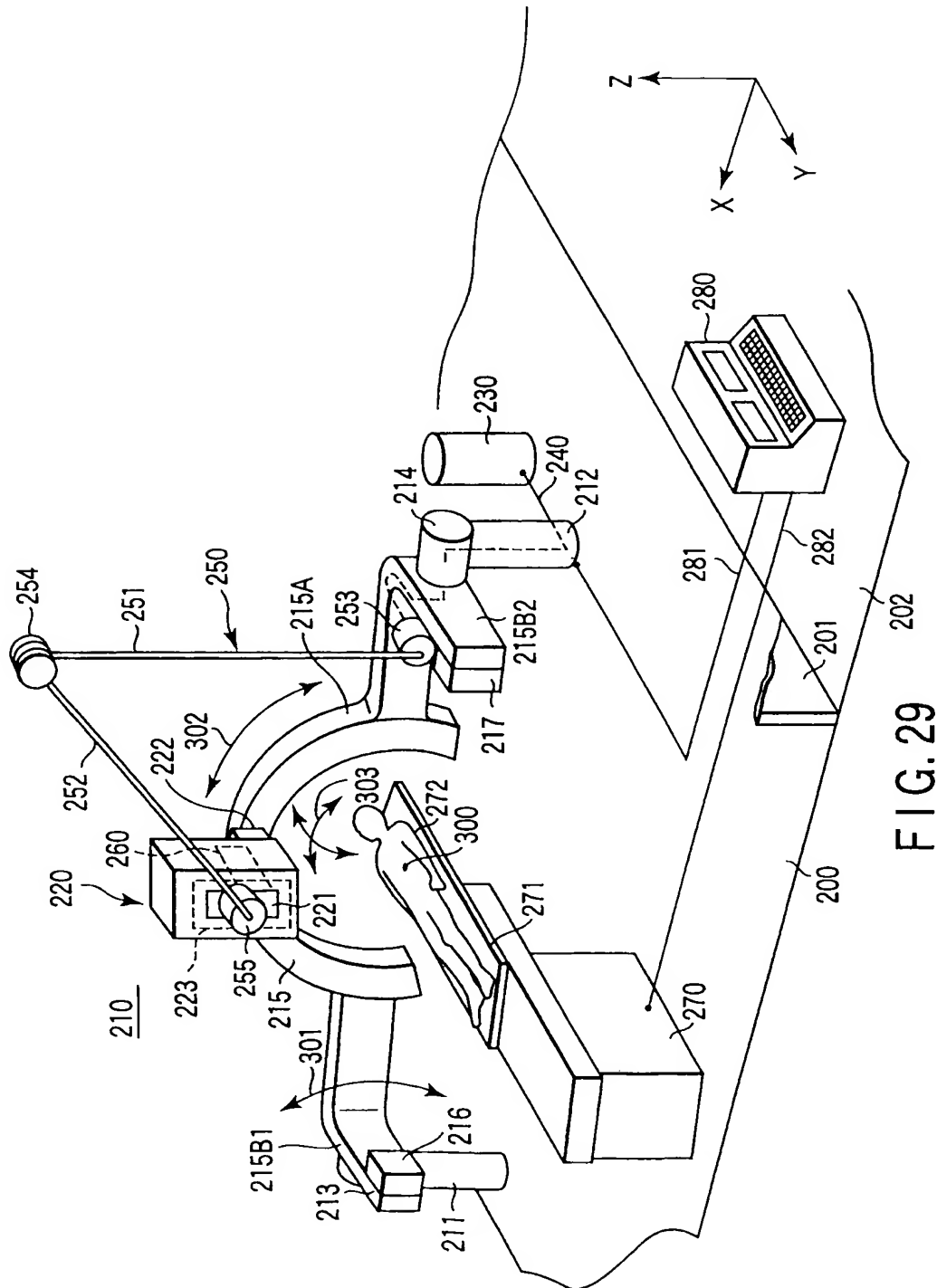


FIG. 28



25/30

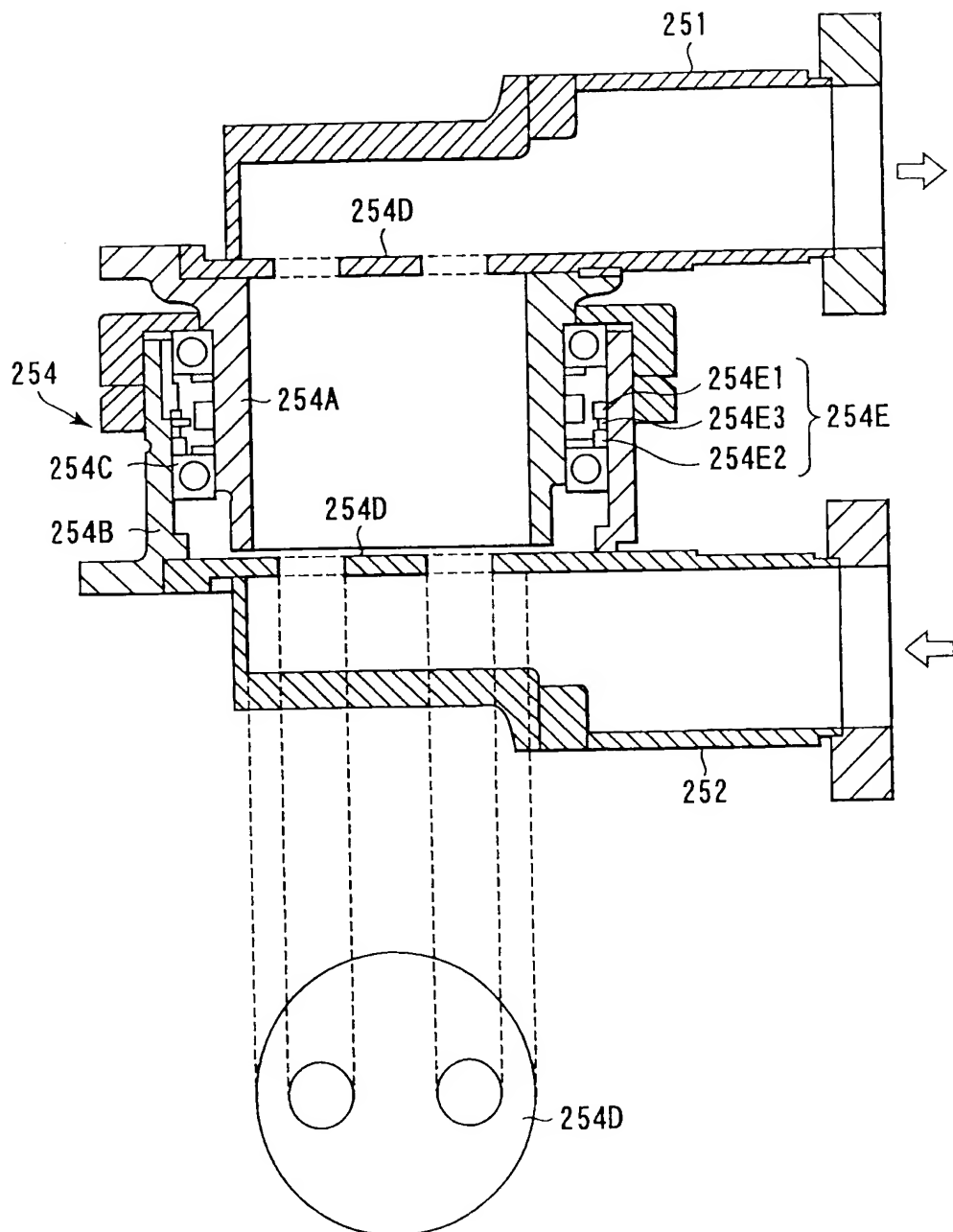


FIG. 30

26/30

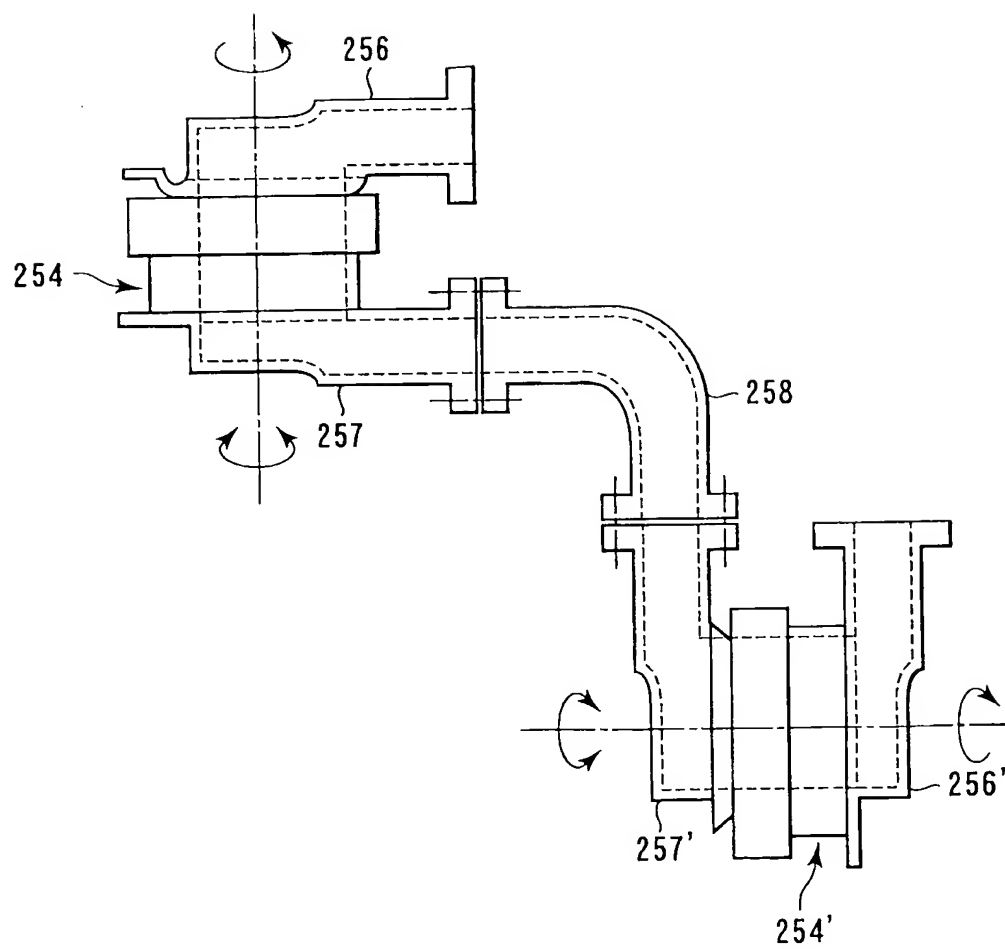


FIG. 31

27/30

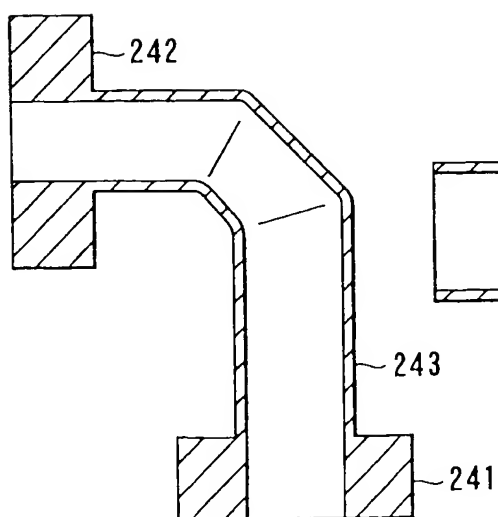
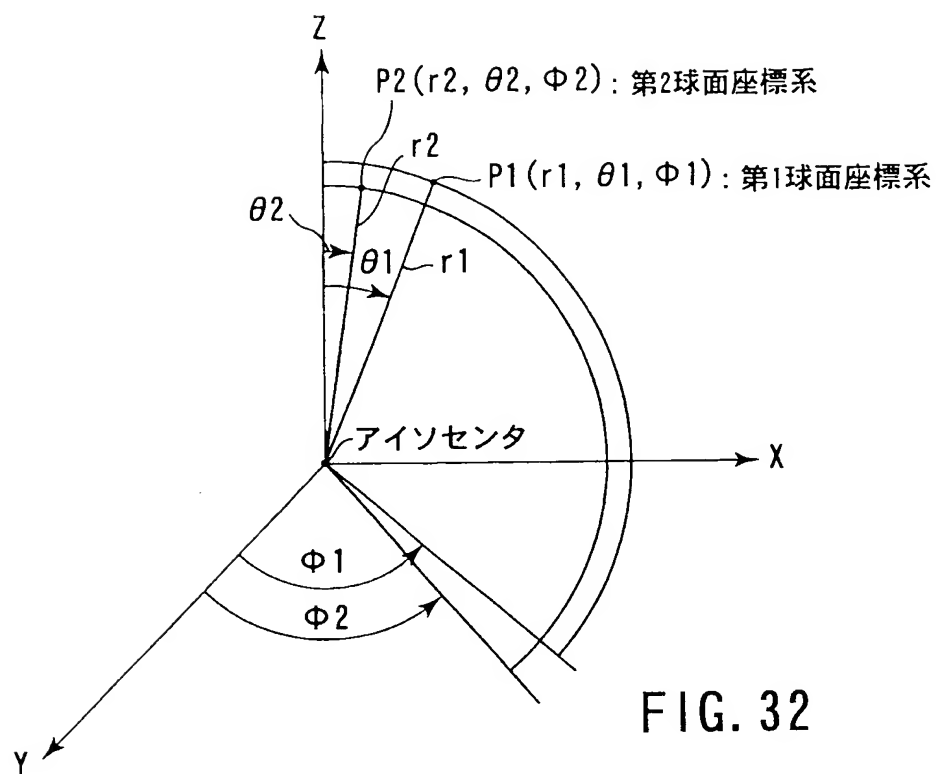


FIG. 33

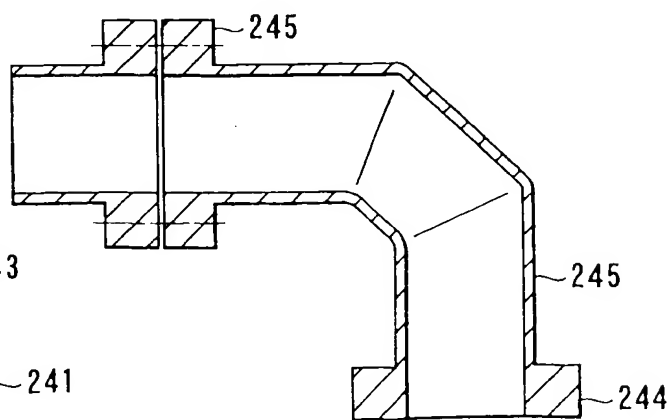


FIG. 34

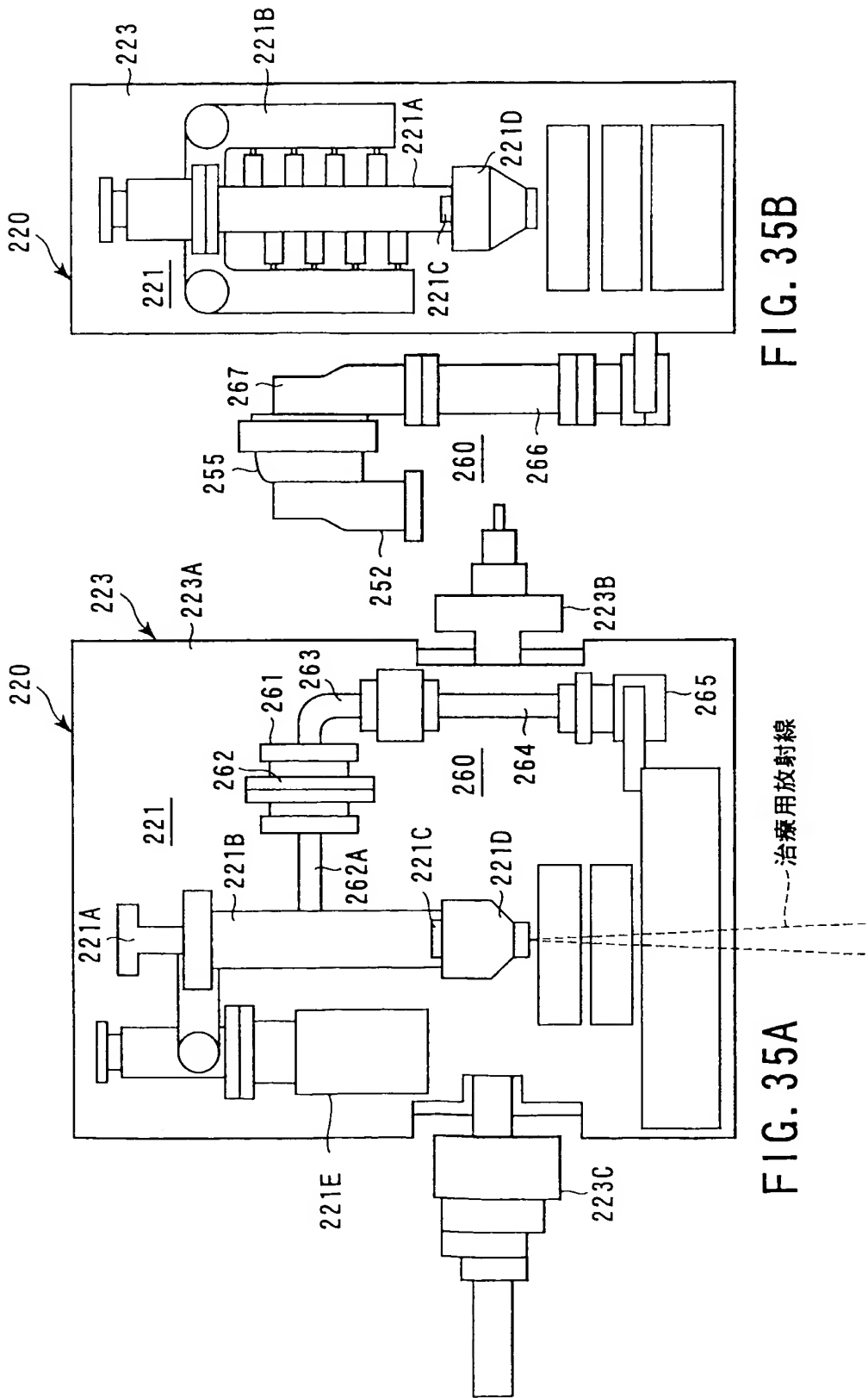


FIG. 35B

FIG. 35A

29/30

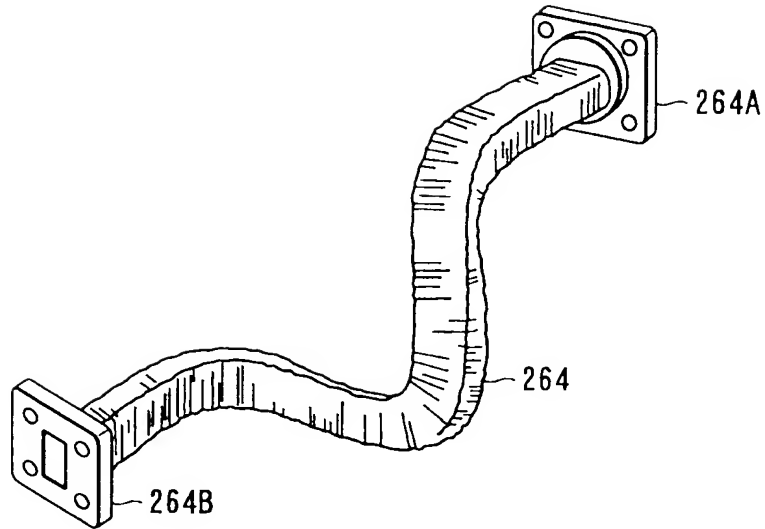


FIG. 36

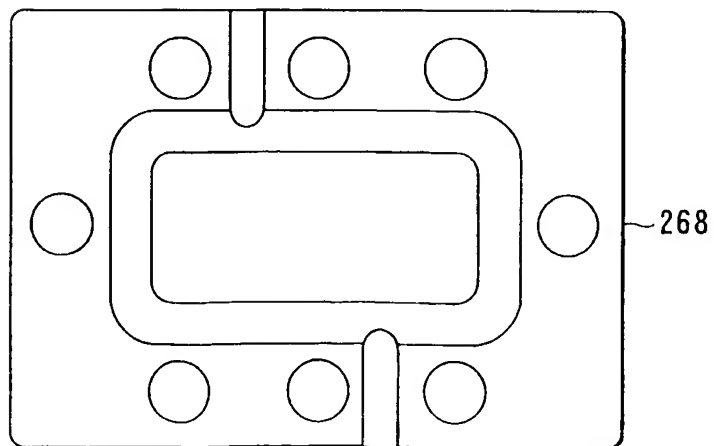


FIG. 37

30/30

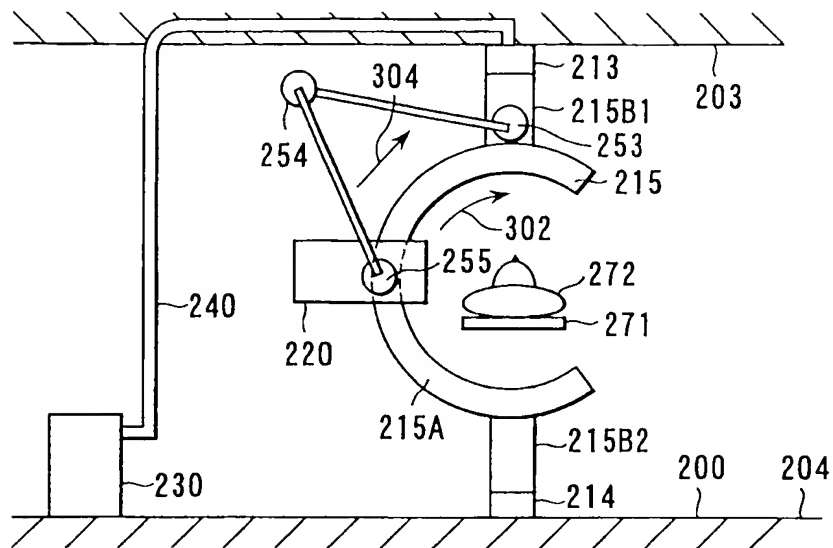


FIG. 38

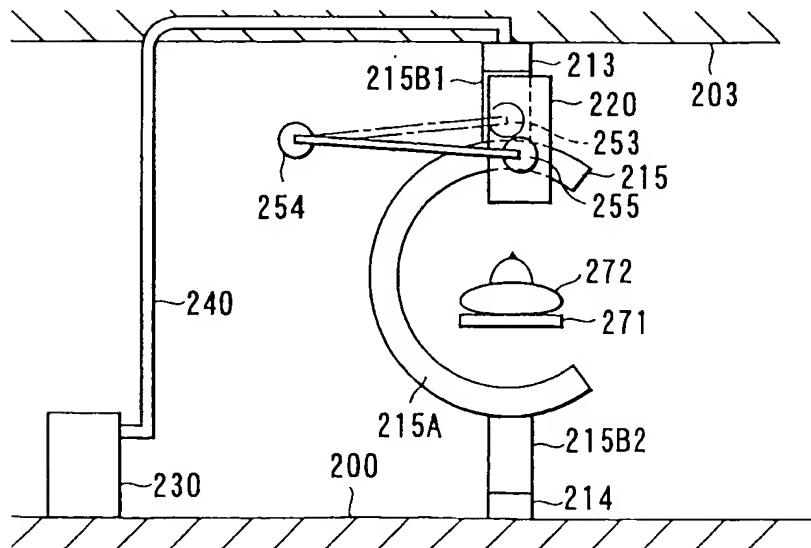


FIG. 39

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08505

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl.⁷ A61N5/02

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl.⁷ A61N5/00-5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 34-7095 B1 (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 15 August, 1959 (15.08.59), Full text; Figs. 1 to 2	1-2, 6-8, 11-12
A	Full text; Figs. 1 to 2 (Family: none)	3-5, 9-10
Y	JP 62-206798 A (Mitsubishi Electric Corp.), 11 September, 1987 (11.09.87), Full text; Figs. 1 to 3	1-2, 6-8, 11-12
A	Full text; Figs. 1 to 3 (Family: none)	3-5, 9-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"I" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search
09 October, 2002 (09.10.02)

Date of mailing of the international search report
29 October, 2002 (29.10.02)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08505

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 52-18073 Y1 (Shimadzu Corp.), 23 April, 1977 (23.04.77), Full text; Figs. 1 to 5	11-12
A	Full text: Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
Int. Cl⁷ A61N5/02

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
Int. Cl⁷ A61N5/00-5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1996年
日本国公開実用新案公報 1971-2002年
日本国登録実用新案公報 1994-2002年
日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 34-7095 B1 (東京芝浦電気株式会社) 1959. 08. 15 全文, 第1-2図	1-2, 6-8, 11-12
A	全文, 第1-2図 (ファミリーなし)	3-5, 9-10

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日
09. 10. 02

国際調査報告の発送日
29.10.02

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
安井 寿儀



3 E 2925

電話番号 03-3581-1101 内線 3344

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 62-206798 A (三菱電機株式会社) 1987. 09. 11 全文, 第1-3図	1-2, 6-8, 11-12
A	全文, 第1-3図 (ファミリーなし)	3-5, 9-10
Y	J P 52-18073 Y1 (株式会社島津製作所) 1977. 04. 23 全文, 第1-5図	11-12
A	全文, 第1-5図 (ファミリーなし)	1-10